

Université de Sherbrooke

**Validation, optimisation et valorisation de la mesure d'orientation issue de centrales
inertielle pour la biomécanique clinique**

Par
Karina Lebel
Programme de sciences cliniques

Thèse présentée à la Faculté de médecine et des sciences de la santé
en vue de l'obtention du grade de philosophiae doctor (Ph.D.)
en sciences cliniques

Sherbrooke, Québec, Canada
Octobre 2017

Membres du jury d'évaluation

Marie-Hélène Milot, Ph.D, présidente de jury, École de réadaptation
Anouk Lamontagne, Ph.D, évaluatrice externe, Université McGill
Alain Delisle, Ph.D, évaluateur externe, Faculté des sciences de l'activité physique
Patrick Boissy, Ph.D, directeur, Département de chirurgie
Christian Duval, Ph.D, directeur, Université du Québec à Montréal

© Karina Lebel, 2017

SOMMAIRE

Validation, optimisation et valorisation de la mesure d'orientation issue de centrales inertielles pour la biomécanique clinique

Par

Karina Lebel

Programmes de sciences cliniques

Thèse présentée à la Faculté de médecine et des sciences de la santé en vue de l'obtention du diplôme de philosophiae doctor (Ph.D.) en sciences cliniques, Faculté de médecine et des sciences de la santé, Université de Sherbrooke, Sherbrooke, Québec, Canada, J1H 5N4

Les centrales inertielles (triade de capteurs inertiels dont la fusion des données permet l'estimation de l'orientation d'un corps rigide) sont de plus en plus populaires en biomécanique. Toutefois, les qualités métrologiques des centrales inertielles (CI) sont peu documentées et leur capacité à identifier des incapacités liées à la mobilité, sous-évaluée. **Objectifs :** (i) Caractériser la validité de la mesure d'orientation issue de CI ; (ii) Optimiser la justesse et la fidélité de ces mesures; et (iii) Proposer des métriques de mobilité basées sur les mesures d'orientation issues de CI. **Méthodologie et résultats :** La validité de la mesure d'orientation de différents types de CI a d'abord été évaluée en conditions contrôlées, à l'aide d'une table motorisée et d'une mesure étalon. Il a ainsi été démontré que les mesures d'orientation issues de CI ont une justesse acceptable lors de mouvements lents (justesse moyenne $\leq 3.1^\circ$), mais que cette justesse se dégrade avec l'augmentation de la vitesse de rotation. Afin d'évaluer l'impact de ces constatations en contexte clinique d'évaluation de la mobilité, 20 participants ont porté un vêtement incorporant 17 CI lors de la réalisation de diverses tâches de mobilité (transferts assis-debout, marche, retournements). La comparaison des mesures des CI avec celles d'un système étalon a permis de dresser un portrait descriptif des variations de justesse selon la tâche exécutée et le segment/l'articulation mesuré. À partir de ces constats, l'optimisation de la mesure d'orientation issue de CI est abordée d'un point de vue utilisateur, démontrant le potentiel d'un réseau de neurones artificiel comme outil de rétroaction autonome de la qualité de la mesure d'orientation (sensibilité et spécificité $\geq 83\%$). Afin d'améliorer la robustesse des mesures de cinématique articulaire aux variations environnementales, l'ajout d'une photo et d'un algorithme d'estimation de pose tridimensionnelle est proposé. Lors d'essais de marche ($n=60$), la justesse moyenne de l'orientation à la cheville a ainsi été améliorée de 6.7° à 2.8° . Finalement, la caractérisation de la signature de la cinématique tête-tronc pendant une tâche de retournement (variables : angle maximal tête-tronc, amplitude des commandes neuromusculaires) a démontré un bon pouvoir discriminant auprès de participants âgés sains ($n=15$) et de patients atteints de Parkinson (PD, $n=15$). Ces métriques ont également démontré une bonne sensibilité au changement, permettant l'identification des différents états de médication des participants PD. **Conclusion :** Les mesures d'orientation issues de CI ont leur place pour l'évaluation de la mobilité. Toutefois, la portée clinique réelle de ce type de système ne sera atteinte que lorsqu'il sera intégré et validé à même un outil de mesure clinique.

Mots clés : capteurs inertiels, orientation 3D, capture inertielle du mouvement, validation, précision, justesse, déficits de mobilité, signature.

SUMMARY

Validation, optimization and exploitation of orientation measurements issued from inertial systems for clinical biomechanics

By
Karina Lebel
Clinical sciences Program

A thesis presented to the Faculty of Medicine and Health Sciences in partial fulfillment of the requirements of the degree of Doctor of Philosophy in Clinical sciences, Faculty of Medicine and Health Sciences, Université de Sherbrooke, Sherbrooke, Québec, Canada, J1H 5N4

Inertial measurement of motion is emerging as an alternative to 3D motion capture systems in biomechanics. Inertial measurement units (IMUs) are composed of accelerometers, gyroscopes and magnetometers which data are fed into a fusion algorithm to determine the orientation of a rigid body in a global reference frame. Although IMUs offer advantages over traditional methods of motion capture, the value of their orientation measurement for biomechanics is not well documented. **Objectives:** (i) To characterize the validity of the orientation measurement issued from IMUs; (ii) To optimize the validity and the reliability of these measurements; and (iii) To propose mobility metrics based on the orientation measurement obtained from IMUs. **Methods and results:** The criterion of validity of multiple types of IMUs was characterized using a controlled bench test and a gold standard. Accuracy of orientation measurement was shown to be acceptable under slow conditions of motion (mean accuracy $\leq 3.1^\circ$), but it was also demonstrated that an increase in velocity worsens accuracy. The impact of those findings on clinical mobility evaluation was then assessed in the lab, with 20 participants wearing an inertial suit while performing typical mobility tasks (standing-up, walking, turning). Comparison of the assessed IMUs orientation measurements with those from an optical gold standard allowed to capture a portrait of the variation in accuracy across tasks, segments and joints. The optimization process was then approached from a user perspective, first demonstrating the capability of an artificial neural network to autonomously assess the quality of orientation data sequences (sensitivity and specificity $\geq 83\%$). The issue of joint orientation accuracy in magnetically perturbed environment was also specifically addressed, demonstrating the ability of a 2D photograph coupled with a 3D pose estimation algorithm to improve mean ankle orientation accuracy from 6.7° to 2.8° when walking ($n=60$ trials). Finally, characterization of the turn cranio-caudal kinematics signature (variables: maximum head to trunk angle and neuromuscular commands amplitude) has demonstrated a good ability to discriminate between healthy older adults ($n=15$) and early stages of Parkinson's disease patients (PD, $n=15$). Metrics have also shown a good sensitivity to change, enabling to detect changes in PD medication states. **Conclusion:** IMUs offer a complementary solution for mobility assessment in clinical biomechanics. However, the full potential of this technology will only be reached when IMUs will be integrated and validated within a clinical tool.

Keywords : inertial sensors, 3D motion capture, IMU, validity, accuracy, mobility deficit, signature.

TABLE DES MATIÈRES

CHAPITRE 1 INTRODUCTION.....	1
CHAPITRE 2 PROBLÉMATIQUE.....	3
CHAPITRE 3 RECENSION DES ÉCRITS.....	10
3.1 LES CENTRALES INERTIELLES.....	10
3.1.1 L'accéléromètre	11
3.1.2 Le gyromètre	12
3.1.3 Le magnétomètre	13
3.1.4 Estimation de l'orientation.....	14
3.1.5 Les filtres de fusion.....	17
3.2 VALIDITÉ DE LA MESURE D'ORIENTATION ISSUE DE CI	18
3.2.1 Validité de la mesure d'orientation issue de CI en conditions contrôlées.....	20
3.2.2 Validité de la mesure d'orientation issue de CI en conditions cliniques d'évaluation de la mobilité.....	21
3.2.3 Validité de la mesure d'orientation issue de CI selon l'environnement.....	23
3.2.4 Validité de la mesure d'orientation issue de CI en bref.....	25
3.3 LES MÉTRIQUES DE DÉFICITS DE MOBILITÉ BASÉS SUR LES CENTRALES INERTIELLES	26
CHAPITRE 4 QUESTION DE RECHERCHE ET OBJECTIFS.....	33
CHAPITRE 5 MÉTHODOLOGIE ET RÉSULTATS	34
5.1 VALIDATION, EN CONDITIONS CONTRÔLÉES, DE LA MESURE D'ORIENTATION ISSUE DE DIFFÉRENTS MODÈLES DE CENTRALES INERTIELLES	36
5.1.1 Article 1	39
5.1.2 Article 2	62
5.2 VALIDATION DES MESURES D'ORIENTATION ISSUES DE CENTRALES INERTIELLES EN CONTEXTE CLINIQUE D'ÉVALUATION DE LA MOBILITÉ	83
5.2.1 Article 3.....	86
5.3 VALIDATION D'UNE TECHNIQUE DE CONTRÔLE QUALITÉ AUTOMATISÉ DES MESURES D'ANGLE RELATIF	114
5.3.1 Article 4.....	115
5.4 VALIDATION D'UNE TECHNIQUE D'ESTIMATION DE POSE TRIDIMENSIONNELLE POUR AMÉLIORER LA JUSTESSE DES MESURES DE CINÉMATIQUE DE L'ARTICULATION ISSUES DE CI EN ENVIRONNEMENTS MAGNÉTIQUEMENT PERTURBÉS	138
5.4.1 Article 5.....	140
5.5 CAPTURER LA MOBILITÉ FONCTIONNELLE DES PERSONNES ATTEINTES DE PARKINSON ET DES PERSONNES ÂGÉES	159
5.5.1 Article 6.....	161
5.5.2 Article 7.....	196
CHAPITRE 6 DISCUSSION	208
6.1 SYNTHÈSE DES RÉSULTATS PAR OBJECTIF	208
6.1.1 Objectif #1 : Validation de la mesure d'angle issue de CI.....	208
6.1.2 Objectifs #2 : Optimisation de la mesure d'orientation issue de CI.....	211

6.1.3	<i>Objectifs #3 : Valorisation de la mesure d'orientation issue de CI</i>	214
6.2	PEUT-ON UTILISER LES DONNÉES D'ORIENTATION ISSUES DE CI EN BIOMÉCANIQUE CLINIQUE POUR L'ÉVALUATION DE LA MOBILITÉ CHEZ LES PERSONNES ÂGÉES ?	217
6.2.1	<i>Justesse des mesures d'orientation issues des CI</i>	218
6.2.2	<i>Référencement anatomique des mesures d'orientation issues de CI</i>	219
6.2.3	<i>Utilisabilité des dispositifs</i>	220
6.2.4	<i>Synthèse de l'utilisabilité des données d'orientation issues de CI pour la biomécanique clinique</i>	221
6.3	FORCES ET LIMITES	223
6.4	PERSPECTIVES	226
	CHAPITRE 7 CONCLUSION	229
	LISTE DES RÉFÉRENCES	230
	ANNEXE A LISTE DES PUBLICATIONS ET COMMUNICATIONS	239
	ANNEXE B MANUSCRIT MÉTHODOLOGIQUE	244
	GENERAL SETUP AND ASSUMPTIONS	248
	OPTICAL MARKERS RIGID BODY AND AHRS	248
	GOLD STANDARD ACCURACY ASSESSMENT	249
	COMPARISON OF ORIENTATION MEASUREMENT FROM DIFFERENT SYSTEMS	250
	ABSOLUTE AND RELATIVE ACCURACY OF ORIENTATION MEASUREMENTS FROM AHRS	252
	GLOBAL ASSESSMENT OF VALIDITY AND FIDELITY	253
	PEAK ACCURACY	254
	ANNEXE C JUSTIFICATION MATHÉMATIQUE POUR LA MÉTHODE DE COMPARAISON DES ORIENTATIONS PAR LA DISTANCE DES QUATERNIONS	259
	ANNEXE D TABLEAU RÉCAPITULATIF DES ÉTUDES DE VALIDATION DES CI	263
	ANNEXE E TABLEAU RÉCAPITULATIF DES MÉTRIQUES D'ÉVALUATION DE LA MOBILITÉ BASÉES SUR LES CI	265

LISTE DES TABLEAUX

TABLEAU 1. SPÉCIFICATIONS TECHNIQUES DES CAPTEURS INCLUS DANS LE SYSTÈME IGS-180 (INERTIAL LABS OS3D), LE SYSTÈME MTX DE XSSENS ET LE SYSTÈME OPAL DE APDM.	14
TABLEAU 2. LA MESURE D'ORIENTATION SELON DIFFÉRENTS NIVEAUX D'INTÉGRATION DES MESURES INERTIELLES.....	16
TABLEAU 3. FIDÉLITÉ DES MÉTRIQUES DE RETOURNEMENT COMMUNÉMENT CALCULÉES À PARTIR DE MESURES INERTIELLES.....	30
TABLEAU 4. VUE D'ENSEMBLE DU PROGRAMME DE RECHERCHE ALLIANT OBJECTIF, ÉTUDE(S) ET ARTICLE(S).....	35
TABLEAU 5. SPÉCIFICATIONS TECHNIQUES DE LA JUSTESSE EN ORIENTATION TELLES QUE RAPPORTÉES PAR LES MANUFACTURIERS	37

TABLEAUX DE L'ARTICLE 1

TABLE 1. EFFECT OF VELOCITY ON ABSOLUTE ACCURACY AND RELATIVE ACCURACY .	55
--	----

TABLEAUX DE L'ARTICLE 2

TABLE 1. PORTRAIT OF ABSOLUTE AND RELATIVE ACCURACY VARIATION OVER TIME .	74
---	----

TABLEAUX DE L'ARTICLE 3

TABLE 1. OSv3/OS3D SPECIFICATIONS	92
TABLE 2. ABSOLUTE AND RELATIVE SENSORS KINEMATICS ACCURACY ASSESSED ON MULTIPLE SEGMENTS AND JOINTS DURING DIFFERENT TASKS	100

TABLEAUX DE L'ARTICLE 4

TABLE 1. QC INPUT FEATURES	123
TABLE 2. IMPACT OF AUTONOMOUS QUALITY CONTROL OF ORIENTATION DATA SEQUENCES PER TASK AND JOINT	129

TABLEAUX DE L'ARTICLE 5

TABLE 1. ANKLE KINEMATIC ASSESSMENT ACCURACY WITH AND WITHOUT CPEC	153
---	-----

TABLEAUX DE L'ARTICLE 6

TABLE 1. TURN CRANIO-CAUDAL SIGNATURE METRICS	177
TABLE 2. TURN METRICS RELIABILITY	183

LISTE DES FIGURES

FIGURE 1.	CADRE CONCEPTUEL ASSOCIÉ À LA CLASSIFICATION INTERNATIONALE DU FONCTIONNEMENT, DU HANDICAP ET DE LA SANTÉ (CIF).	4
FIGURE 2.	NOMBRES DE PUBLICATIONS PUBMED RELATIVES AUX CENTRALES INERTIELLES, PAR ANNÉE.	8
FIGURE 3.	EFFET DE L'INTÉGRATION DU BRUIT DES CAPTEURS	12
FIGURE 4.	CADRE NORMATIF DE LA VALIDITÉ D'UNE MESURE.	19
FIGURE 5.	PROTOCOLE D'ÉVALUATION DE LA VALIDITÉ DE LA MESURE D'ORIENTATION ISSUE DE CENTRALES INERTIELLES EN CONDITIONS CONTRÔLÉES	38
FIGURE 6.	ARCHITECTURE ET COMPOSANTES D'INFLUENCE DE LA CINÉMATIQUE DU MOUVEMENT BASÉE SUR LES CENTRALES INERTIELLES	222

FIGURES DE L'ARTICLE 1

FIGURE 1.	SELECTED SYSTEMS (A) MTX FROM XSSENS (B) APDM OPAL AND (C) OSv3 FROM INERTIAL LABS	46
FIGURE 2.	BENCH TEST APPARATUS AND OPTICAL MARKER SETUP.....	47
FIGURE 3.	ORIENTATION TRACKING OVERVIEW	48
FIGURE 4.	ABSOLUTE ACCURACY IN DYNAMIC CONDITIONS.....	52
FIGURE 5.	RELATIVE ACCURACY IN DYNAMIC CONDITIONS.....	54

FIGURES DE L'ARTICLE 2

FIGURE 1.	AHRS ACCURACY ASSESSMENT SETUP.....	69
FIGURE 2.	AHRS ACCURACY ASSESSMENT PROTOCOL.....	70
FIGURE 3.	CHANGE IN RELATIVE ACCURACY OVER TIME.....	76

FIGURES DE L'ARTICLE 3

FIGURE 1.	MEASUREMENT SYSTEM AND SET-UP.....	93
FIGURE 2.	AHRS DATA SEGMENTATION & ANALYSIS	98
FIGURE 3.	AHRS ACCURACY PER TYPE OF MOTION.....	102
FIGURE 4.	AHRS ACCURACY PER ANGULAR VELOCITY CATEGORY	103

FIGURES DE L'ARTICLE 4

FIGURE 1.	JOINT ORIENTATION ESTIMATES QUALITY CONTROL PROCESS OVERVIEW.....	121
FIGURE 2.	ARTIFICIAL NEURAL NETWORK ARCHITECTURE.....	124
FIGURE 3.	SETUP AND PROTOCOL.....	125
FIGURE 4.	DATA PROCESSING OVERALL WORKFLOW USING AN ANN FOR JOINT ORIENTATION ESTIMATES QUALITY CONTROL.....	126
FIGURE 5.	EFFECT OF DATA QUALITY CONTROL USING A NEURAL NETWORK APPROACH ON (A) QUALITY OF SEQUENCE DISTRIBUTION AND (B) JOINT ORIENTATION ACCURACY FOR A DIVERSITY OF TASKS.	128

FIGURES DE L'ARTICLE 5

FIGURE 1.	MAGNETIC FIELD PROBLEM FOR JOINT ORIENTATION ASSESSMENT USING AHRS	144
FIGURE 2.	STANDARDIZED VALIDATION PROTOCOL	147
FIGURE 3.	STUDY MAGNETIC ENVIRONMENT	149
FIGURE 4.	INSTRUMENTATION FOR ACCURACY ASSESSMENT IN HUMAN CONDITIONS...	150
FIGURE 5.	ACCURACY OF INERTIAL RELATIVE ORIENTATION ESTIMATION	152

FIGURES DE L'ARTICLE 6

FIGURE 1.	SETUP, PROTOCOL AND METHODOLOGY	170
FIGURE 2.	SIGMA-LOGNORMAL MODEL CONCEPTUAL FRAMEWORK.....	175
FIGURE 3.	CRANIO-CAUDAL SIGNATURE DETERMINATION	180
FIGURE 4.	TURN CRANIO-CAUDAL SIGNATURE FOR A NORMAL PACE AND A FAST PACE TUG, EXECUTED BY THE SAME HEALTHY PARTICIPANT	181
FIGURE 5.	TURN SIGNATURE METRIC DISPERSION PER TRIAL VELOCITY	182
FIGURE 6.	TRADITIONAL TURN METRIC DISPERSION PER TRIAL VELOCITY	182

FIGURES DE L'ARTICLE 7

FIGURE 1.	PROTOCOL, METHODOLOGY & TYPICAL RESULTS	200
FIGURE 2.	CRANIO-CAUDAL SIGNATURE PARAMETERS RESULTS.....	203

LISTE DES ABRÉVIATIONS

3it	Institut interdisciplinaire d'innovation technologique
AHRS	Attitude and Heading Reference System
ANN	Artificial Neural Network
CI	Centrale inertielle
CIF	Classification internationale du fonctionnement, du handicap et de la santé
CMC	Coefficient of Multiple Correlation
EKF	Extended Kalman Filter
FMSS	Faculté de médecine et des sciences de la santé
IMMU	Inertial and magnetic measurement unit
IMU	Inertial Measurement Unit
JCGM	Joint Committee for Guides in Metrology
LEUE	Laboratoire d'Évaluation des Usages et de l'ergonomie
MAD	Mean Absolute Difference
MARG	Magnetic Angular Rate and Gravity sensor
MEMS	Micro Electromechanical Systems
MIMU	Magnetic and Inertial measurement unit
MPU	Mobile Processing Unit
OMS	Organisation mondiale de la santé
RMSD	Root-Mean-Squared Difference
RNA	Réseau de neurones artificiels
SMAF	Système de Mesure de l'Autonomie Fonctionnelle
STS	Sit-To-Stand transfer
TUG	Timed Up and Go
UKF	Unscented Kalman Filter
ZUP	Zero-velocity update reset

*À mon conjoint Charles-Etienne et à mes enfants,
mes piliers dans cette aventure.*

*À mes parents
qui m'ont toujours encouragée à poursuivre mes rêves.*

« Les hommes construisent trop de murs et pas assez de ponts. »
- *Isaac Newton*

REMERCIEMENTS

Le travail présenté dans cette thèse n'aurait pu être possible sans l'appui de nombreux acteurs envers qui je désire exprimer ma gratitude. Tout d'abord, un énorme merci à mes directeurs, Patrick et Christian, pour avoir crus en moi, cette ingénieure arrivée de l'espace... Patrick, ta passion et ton dévouement ont contribué à faire de ce cheminement un parcours si enrichissant. Christian, ta confiance et tes encouragements m'ont poussé à continuer à avancer. Ensemble, vous m'avez permis d'élargir mes horizons et avez donné un sens concret à l'interdisciplinarité. Je ne peux également passer sous silence le support quotidien de mes collègues Mathieu, Simon et Antoine, qui m'ont aidé tant par leur savoir technique que par le partage de leur expérience, et de mes collègues du service d'orthopédie, pour leur support et leur compréhension.

Merci également aux organismes subventionnaires qui m'ont soutenue au cours de ce parcours académique : les Fonds de recherche en santé du Québec (FRQ-S), le programme de bourses aux études supérieures de la Faculté de médecine et des sciences de la santé de l'Université de Sherbrooke ainsi que le centre de recherche sur le vieillissement (CDRV).

J'exprime également toute ma reconnaissance envers les gens de mon entourage : merci à mes amis pour votre soutien et vos encouragements avec un clin d'œil spécial à Sonia, Emmanuel, Julie-Anne et Vincent pour votre support familial; merci à ma sœur Mélanie pour sa présence et sa capacité à poser un regard réfléchi sur la réalité; merci à mes merveilleux enfants, Olivia, Xavier et Isaac, pour leur compréhension, leur joie de vivre et leur vision simple du bonheur qui me ramène à l'important... vous êtes mon équilibre; merci à mon inestimable conjoint Charles-Etienne, pour son appui au quotidien et ses encouragements, et à mes parents, Gilberte et Pierre, pour avoir endossé ce retour aux études avec ces sages paroles « poursuis tes rêves, on t'encouragera » et n'avoir jamais manqué à cette promesse malgré les aléas de la vie.

Finalement, un immense merci à tous les participants qui ont pris part aux diverses études de ce programme de recherche. Votre participation ainsi que les échanges que nous avons pu avoir au cours de ces moments ont contribué à forger ma nouvelle vision de la recherche.

CHAPITRE 1 INTRODUCTION

L'évaluation de la mobilité d'une personne peut s'approcher de diverses façons selon la vision de la mobilité choisie. Alors qu'une approche plus concise impliquera une évaluation selon les capacités physiologiques d'une personne, une conception plus macroscopique fera appel à la capacité d'une personne à se déplacer dans son environnement, selon une notion évoluant de l'habitation, à la communauté, au monde (Webber et al., 2010). Avec l'avancée en âge et la maladie, la mobilité des personnes âgées ainsi que les activités qui y sont sous-jacentes sont affectées par des interactions entre les déterminants intrinsèques (incapacités secondaires à la maladie et au vieillissement) et extrinsèques (ex.: habitation, communauté, transports et aides à la mobilité). Le développement d'outils et de techniques de mesure permettant l'identification des déterminants affectant la mobilité dans des contextes naturels qui tiennent compte de l'environnement est donc important pour guider l'évaluation et les interventions.

Cette thèse s'inscrit dans le cadre d'un projet multicentrique, le projet *Ecological Mobility in Aging and Parkinson (EMAP)*, lequel vise à étudier l'effet de l'âge et de la maladie sur la mobilité en environnement naturel. Ce projet se décline en deux volets, soit la mobilité dans la communauté, axée sur l'analyse de données GPS, et la mobilité à la maison, se concentrant sur l'utilisation de centrales inertielles pour l'appréciation de la mobilité. Afin de parvenir à capturer la mobilité en contexte naturel, il faut non seulement connaître la technologie choisie, ses capacités et ses limites, développer et valider des algorithmes permettant de détecter et de segmenter les activités, mais également développer des métriques adaptées à cette technologie, permettant d'identifier la présence de déficits. C'est à travers l'intégration et l'interaction de ces différents aspects qu'un tel outil d'évaluation de la mobilité trouvera sa pertinence clinique. Cette thèse s'intéresse spécifiquement à la compréhension des capacités et des limites des données d'orientation issues de centrales inertielles (CI), proposant ensuite des solutions afin de maximiser leur fiabilité en contexte de biomécanique clinique, allant jusqu'à introduire de nouvelles métriques basées sur l'analyse de ces données d'orientation, adaptées aux constats établis. La problématique sous-jacente à cette thèse est présentée dans le chapitre 2.

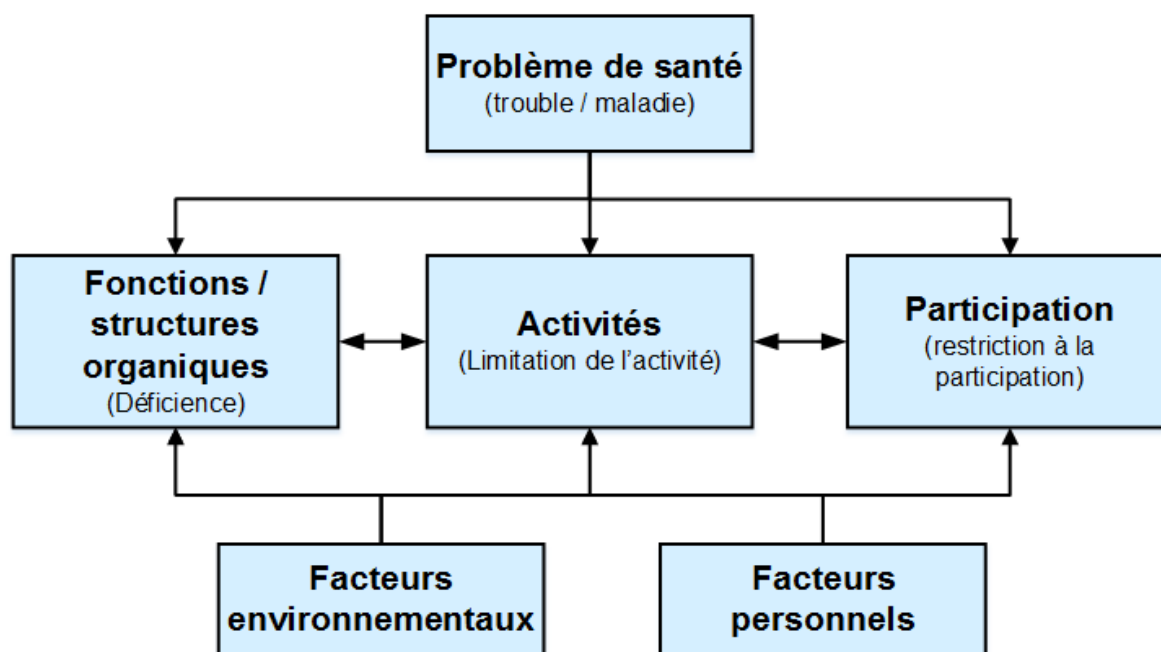
De par son sujet, cette thèse se situe à la frontière de l'ingénierie et du domaine de la santé. Par conséquent, la recension des écrits présentée au chapitre 3 couvrira tant la description des capteurs composant les centrales inertielles que leur utilisation pour le développement de métriques de mobilité, en passant par les études de validation de la mesure d'orientation issue de centrales inertielles. À la lumière de cet état de l'art, la question de recherche et les objectifs spécifiques s'y rattachant sont dérivés et présentés au chapitre 4. S'en suit le corps de cette thèse, le chapitre 5, constitué de sept articles publiés ou soumis, lesquels contiennent une recension, une méthodologie, des résultats ainsi qu'une discussion spécifique au but poursuivi par chacun d'eux. Le chapitre 6 présentera finalement une discussion globale intégrant l'ensemble des résultats dans une perspective critique. Ce chapitre aborde également les perspectives, menant à la conclusion qui constitue le chapitre 7. Les travaux de cette thèse ont également mené à de nombreuses présentations ainsi qu'à quelques manuscrits complémentaires, lesquels sont listés à l'Annexe A.

CHAPITRE 2 PROBLÉMATIQUE

La mobilité fonctionnelle est reconnue comme un facteur important influençant la qualité de vie des individus. De façon très simple, on peut définir la mobilité fonctionnelle d'une personne comme sa capacité à se mouvoir dans son environnement, lequel se définit selon différents spectres tel qu'établi dans l'introduction de cette thèse. Le cadre conceptuel de la Classification internationale du fonctionnement, du handicap et de la santé de l'Organisation mondiale de la santé (2001) fait d'ailleurs état de cette notion évolutive, relative et multidimensionnelle du fonctionnement d'une personne (Figure 1). En effet, à sa plus simple expression, la mobilité fait référence à la capacité des systèmes organiques et anatomiques à remplir leurs fonctions physiologiques, incluant les fonctions liées aux articulations et aux os (amplitude de mouvement), les muscles (p.ex. puissance et endurance musculaire) ainsi que toutes les fonctions associées au mouvement ou ayant une interaction directe avec celui-ci (p. ex. : réflexes moteurs, contrôle des mouvements automatiques, volontaires). Tout écart ou perte importante de fonction à ce niveau est défini, selon le modèle, comme une déficience. L'habileté des systèmes organiques et anatomiques à remplir leurs fonctions adéquatement peut avoir un impact direct sur la capacité d'un individu à effectuer des activités, tant au niveau mobilité proprement dite, incluant par exemple la capacité à marcher un demi-kilomètre ou à monter/descendre un escalier d'environ 12 marches sans pause, qu'au niveau de la capacité d'une personne à effectuer des tâches plus précises comme s'habiller ou se mettre au lit, lesquels sont regroupés sous une thématique d'activités d'agilité. Toute difficulté rencontrée par un individu pour effectuer une activité est désignée comme « limitation ». La notion de participation sociale, quant à elle, fait référence à la capacité d'un individu à prendre part à une activité ou une situation réelle, par exemple une fête familiale ou une rencontre sociale; toute difficulté y étant liée est répertoriée comme une restriction à la participation. Le cadre conceptuel de la CIF fait également état du caractère interactif et évolutif de la mobilité fonctionnelle. En effet, le modèle reconnaît l'impact des maladies, des facteurs environnementaux ainsi que des facteurs personnels, lesquels viennent moduler le fonctionnement d'un individu.

Ainsi, l'apparition de déficiences pourrait avoir un impact au niveau des limitations d'un individu ce qui, à son tour, pourra se traduire en une restriction de participation. Le niveau d'atteinte du fonctionnement d'un individu fluctuera toutefois selon les facteurs contextuels (c.-à-d. personnels et environnementaux) ainsi que la présence ou non de troubles ou de maladies. *Au Québec, 9 % des individus rapportent une incapacité liée à la mobilité et 11 % à l'agilité (Institut de la statistique du Québec, 2013). Concrètement, pour près de la moitié des personnes atteintes d'incapacités liées à la mobilité, il en résulte un besoin d'aide pour la réalisation de l'une ou plusieurs de leurs activités de la vie quotidienne (AVQ) alors que 40 % de ces personnes rapportent être fortement affecté au niveau de leur participation sociale (Institut de la statistique du Québec, 2010, Institut de la statistique du Québec, 2013).* L'impact démontré des déficiences tant au niveau des limitations d'activités que de la participation sociale des individus souligne l'importance de s'attarder à l'évaluation de la mobilité.

Figure 1. Cadre conceptuel associé à la Classification internationale du fonctionnement, du handicap et de la santé (CIF).



Adapté de l'Organisation mondiale de la santé (2001)

Selon une vision plus mécanistique, on retrouve, à la base de cette mobilité, le contrôle postural qui assure tant l'orientation posturale de l'individu que son équilibre pendant ses activités. Alors que l'orientation posturale réfère à la capacité à réaligner de façon constante le tronc et la tête par rapport à la gravité, l'équilibre se définit comme la coordination des mouvements requis afin de stabiliser le centre de masse en réponse à une perturbation désirée (c.-à-d. un déplacement) ou en réaction à une perturbation externe (p. ex. : sol glissant) (Horak, 2006). L'efficacité d'un tel système de contrôle repose sur le bon fonctionnement d'une multitude de sous-systèmes : les systèmes sensoriels, les fonctions cognitives et le système moteur de l'individu (Horak et al., 1989, Latash, 2002, Levine, 2012). En effet, les systèmes sensoriels (visuel, vestibulaire et proprioceptif) fournissent l'information requise aux fonctions cognitives pour estimer l'état dynamique actuel de l'individu, spécifiquement sa position et son orientation dans l'espace ainsi que la position de son centre de masse. Les fonctions cognitives associées à la détermination des stratégies de mouvements (volontaires, anticipées et réactives) sont ensuite sollicitées afin de déterminer la meilleure stratégie à adopter pour passer de l'état actuel à l'état désiré (p. ex. : transfert assis-debout). Une commande motrice ainsi qu'une commande d'ajustement postural sont finalement envoyées au système moteur de l'individu, lequel les exécute au moyen d'une combinaison de commandes dynamiques musculaires précises. Une telle définition du contrôle postural met en premier plan la complexité liée à l'étude des habiletés motrices compte tenu des nombreux systèmes impliqués. Avec l'avancée en âge et la maladie, on assiste à un déclin du contrôle postural attribuable, en partie, à une perte de force musculaire, à une diminution des capacités au niveau des systèmes sensoriels, à une augmentation des contraintes orthopédiques ainsi qu'au déclin des fonctions cognitives des individus (Horak et al., 1989, Levine, 2012, Iosa et al., 2014). Ces diminutions affectent directement les fonctions de base telles que la marche et les transitions, lesquelles sont essentielles à la mobilité (Guralnik and Ferrucci, 2003). Par exemple, en réponse à ces diminutions au niveau des systèmes sensori-moteurs, il a été démontré qu'en vieillissant, les personnes adoptent un patron de marche plus conservateur, c'est-à-dire une vitesse de marche plus lente et un pas plus petit (Iosa et al., 2014). De façon similaire, les individus atteints de maladies neurodégénératives telles que le Parkinson ont démontré une réduction des mouvements du tronc ainsi que de leur séquence cranio-caudale pendant les changements de direction, les mettant particulièrement à risque

de chute (Bloem et al., 2001, Stack et al., 2006). L'évaluation des divers aspects fonctionnels de la mobilité revêt donc une importance grandissante avec l'âge et l'apparition de maladies afin de permettre à ces personnes de conserver leur autonomie ainsi qu'une qualité de vie. Toutefois, c'est par l'identification des sources de ces incapacités, les déficiences, que l'on peut cibler l'intervention appropriée, qu'elle soit au niveau de la rééducation, du renforcement musculaire, de la médication ou autre.

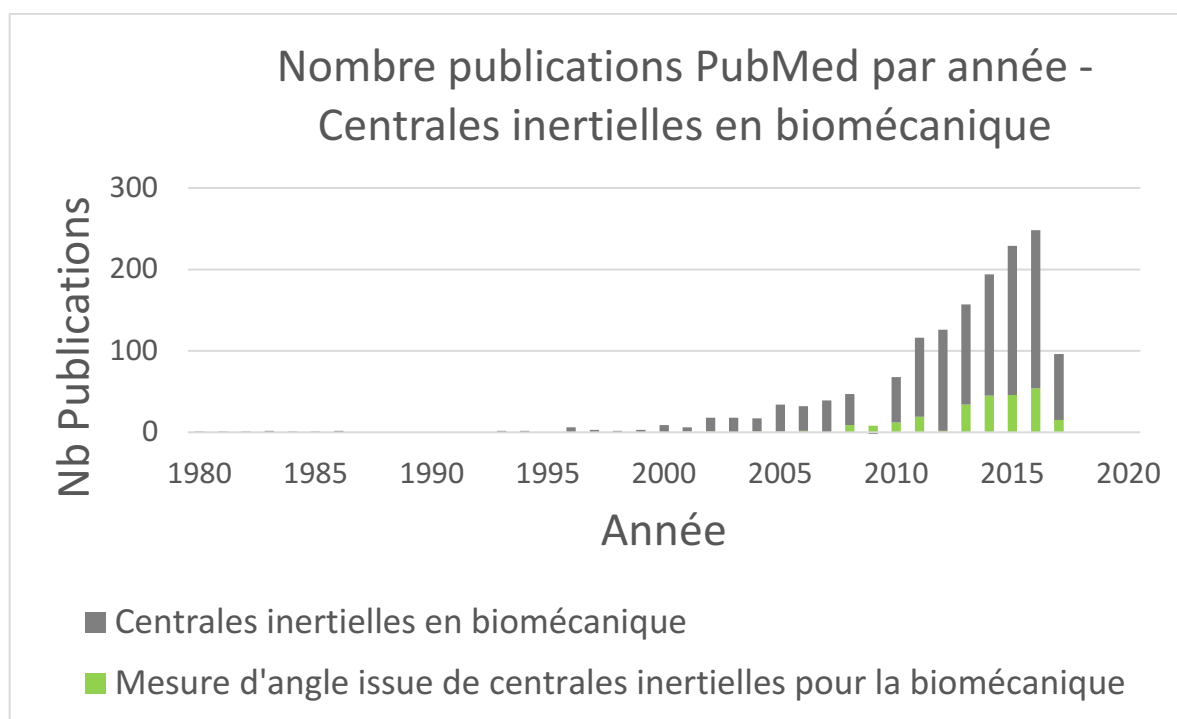
Traditionnellement, on évalue la mobilité à l'aide d'outils tels que les questionnaires, les tests de performance et les tests de performance instrumentés (Zhou and Hu, 2008). Par exemple, le Système de Mesure de l'Autonomie Fonctionnelle (SMAF) est un instrument de type questionnaire rempli par des professionnels de la santé dans l'évaluation des personnes âgées. Le SMAF est valide et fidèle et permet de mesurer l'autonomie fonctionnelle des personnes vieillissantes à travers plusieurs domaines incluant la mobilité, offrant donc un portrait global de l'autonomie fonctionnelle de la personne en tenant compte de son environnement (Hebert et al., 1988). L'attrait principal d'instruments de type questionnaires tels que le SMAF se situe au niveau de leur simplicité et de leur rapidité d'administration. Toutefois, les informations qu'ils fournissent demeurent un reflet de la perception de la mobilité de la personne basé sur des observations. Les tests de performance, quant à eux, permettent de porter un jugement expert standardisé sur la façon dont la personne exécute une tâche précise. Le Timed Up & Go (TUG) est l'un de ces tests reconnus comme valide et fidèle qui permet d'évaluer la mobilité d'une personne (Podsiadlo and Richardson, 1991, Shumway-Cook et al., 2000, Dibble and Lange, 2006, Rehabilitation Institute of Chicago, 2010). Concrètement, le test débute avec la personne assise sur une chaise. Au signal de l'évaluateur, la personne se lève, marche sur une distance prédéterminée (traditionnellement 3 m), effectue un retournement et retourne s'asseoir sur la chaise. Le temps requis pour effectuer l'ensemble de la tâche est mesuré et utilisé pour évaluer si la personne est à risque de chute ou non. Bien que de tels tests fournissent des informations intéressantes quant aux limitations fonctionnelles d'une personne, leurs résultats sont sensibles aux conditions d'administration (p. ex. : hauteur de la chaise) (Janssen et al., 2002, Sprint et al., 2015) et se limitent souvent à l'identification d'un problème sans toutefois permettre de discriminer entre des conditions particulières ni d'identifier la source du problème (c.-à-d. déficit) en cas de contre-performance (Weiss et al., 2013).

La biomécanique clinique, quant à elle, s'intéresse justement à l'étude des déficiences à travers l'exécution de tâches fonctionnelles afin de mieux comprendre les déterminants d'une pathologie et, ultimement, de cibler l'intervention idéale qui permettra à une personne d'améliorer sa mobilité fonctionnelle, et ainsi sa qualité de vie. Pour ce faire, la mobilité est étudiée en laboratoire au moyen de divers équipements (p. ex. : système optoélectronique d'analyse du mouvement, plateformes de forces) permettant de mesurer plusieurs indicateurs liés à la mobilité pendant l'exécution de tâches définies (Zhou and Hu, 2008). La résolution offerte par de tels équipements permet de déceler une possible défaillance d'un sous-système du contrôle postural pouvant causer l'instabilité d'une personne (c.-à-d. risque de chute), de détecter les signes précurseurs à une maladie, de suivre la progression d'une maladie ou encore de juger de l'efficacité d'un médicament ou d'une intervention (Berg, 1989, Horak, 2006, Horak and Mancini, 2013). Par exemple, l'analyse des déterminants de la mobilité au niveau de la marche et du retournement a permis de déterminer que les personnes atteintes de Parkinson démontrent une variabilité accrue de la cadence de marche, une augmentation du temps de double-support, un temps de retournement supérieur ainsi qu'une séquence craniale-caudale amoindrie pendant le retournement, potentiellement en réponse à un équilibre et à une coordination déficients (Horak and Mancini, 2013, Spildooren et al., 2013, Hulbert et al., 2014, Iosa et al., 2014). ***Toutefois, les systèmes traditionnels utilisés en laboratoire de biomécanique clinique requièrent des installations complexes, coûteuses et fixes dans un volume déterminé, des opérateurs experts, sans compter que ces systèmes fournissent des données souvent complexes à analyser, ce qui limite leur attrait pour l'utilisation clinique (Zhou and Hu, 2008).***

Afin de faciliter l'accessibilité aux mesures objectives de mobilité, certains auteurs se sont penchés sur la possibilité d'utiliser divers types de caméras qui, couplés à des algorithmes de reconnaissances d'images basés ou non sur une banque de modèles, permettent de capturer la mobilité d'une personne dans un contexte donné (Zhou and Hu, 2008, Lee et al., 2014, Eltoukhy et al., 2017). Ces approches demeurent toutefois restrictives au niveau du volume d'acquisition, sans considérer la problématique des obstructions visuelles associée à l'usage de caméras positionnées dans l'environnement (Zhou and Hu, 2008).

Les centrales inertielles, quant à elles, sont une forme de capteurs qui, portée par l'individu, offre la souplesse et la portabilité nécessaires pour pallier les lacunes des systèmes traditionnels de capture du mouvement, permettant l'étude de la mobilité en conditions écologiques (hors d'un laboratoire standard de biomécanique). Elles sont composées d'une triade de capteurs internes dont la fusion des données permet l'estimation de l'orientation de la centrale inertielle, et donc du segment corporel auquel elle est attachée, dans un repère global basé sur la gravité et le Nord magnétique. Si deux segments contigus possèdent chacun une centrale inertielle s'y rattachant, il est alors possible de reconstruire la cinématique du mouvement au niveau articulaire et de suivre cette évolution dans le temps (Picerno et al., 2008, Ferrari et al., 2010b, Zhang et al., 2013). Au courant de la dernière décennie, on a assisté à un essor considérable de l'intérêt porté à de tels systèmes pour l'utilisation en biomécanique clinique, comme démontré par le graphique de la Figure 2.

Figure 2. Nombres de publications PubMed relatives aux centrales inertielles, par année.



À ce jour, l'utilisation de tels systèmes varie de l'analyse de la marche à la surveillance d'activités en contexte naturel, en passant par les tests d'équilibre statique et les tests cliniques instrumentés (Iosa et al., 2016). Parmi ces applications, la capture des paramètres spatio-temporels à la marche demeure l'utilité la plus fréquente. Bien que de tels paramètres

puissent être capturés en laboratoire classique de biomécanique à l'aide, par exemple, d'un système optoélectronique de capture du mouvement ou de plateformes de force, la portabilité, la flexibilité et le coût relativement faible des centrales inertielles augmentent l'accessibilité à ce genre de mesure, d'où leur intérêt. L'utilisation des centrales inertielles dans le cadre de tests cliniques instrumentés prend également de plus en plus d'importance dans la littérature. Une telle approche permet de différencier des populations d'intérêts telles que les chuteurs ou les patients atteints de Parkinson (Mancini and Horak, 2016). La résolution offerte par les paramètres dérivés de tels tests a notamment permis de démontrer que les effets de la médication couramment utilisée pour traiter les symptômes du Parkinson, la lévodopa, varient selon le stade de développement de la maladie et le profil spécifique de présentation de la maladie (Curtze et al., 2015, Mancini and Horak, 2016). La capacité des centrales inertielles à effectuer des enregistrements prolongés est également attrayante pour l'analyse de la mobilité puisqu'elle permet de détecter un changement ou une variabilité dans le mouvement effectué. La mesure d'orientation 3D, estimée à partir de l'information des différents capteurs compris dans les centrales inertielles, permet également une analyse complète de la cinématique des articulations. Bien qu'intéressant, cet aspect est à l'heure actuelle plutôt limité au stade de validation (Iosa et al., 2016). En effet, ***les possibilités et les limites des mesures d'angle issues de cette technologie appliquée à la biomécanique clinique sont encore mal connues***. Il est donc primordial de s'attarder à la caractérisation de la mesure d'orientation issue de centrales inertielles afin non seulement de mieux connaître les limites qui s'y rattachent, mais également de ***maximiser le potentiel des données issues de centrales inertielles comme outil d'évaluation clinique de la mobilité***.

Le chapitre suivant vise justement à dresser un portrait des connaissances actuelles relatives aux données d'orientation issues de centrales inertielles et de leur utilisation en biomécanique clinique.

CHAPITRE 3 RECENSION DES ÉCRITS

Comme annoncé dans l'introduction de cette thèse, le sujet traité se situe à la frontière de l'ingénierie et du domaine de la santé. La présente revue de littérature vise donc d'abord à décrire ce qu'est une centrale inertielle, incluant une description des capteurs qui la composent ainsi qu'un survol des techniques d'estimation de l'orientation et des filtres de fusion qui peuvent être utilisés. Ensuite, un portrait de l'état de l'art en ce qui a trait à la validation des données d'orientation issues de centrales inertielles en biomécanique clinique ainsi qu'à l'utilisation des mesures inertielles pour la formulation de métriques de mobilité sera présenté.

3.1 Les centrales inertielles

Le terme « centrale inertielle » (CI) est utilisé dans la littérature aussi bien pour dénoter une combinaison de capteurs inertiels intégrés sur une seule et même plateforme (accéléromètre(s) et/ou gyromètre(s) et parfois magnétomètre(s)) que pour désigner une plateforme incluant une combinaison de capteurs inertiels auxquels s'ajoute un algorithme de fusion des données permettant l'estimation de l'orientation de cette plateforme. L'orientation se définit dans le domaine de la rotation ; c'est donc la disposition d'un objet ou d'une personne par rapport à un système d'axes de référence, par exemple les points cardinaux. Par opposition, on parle de position ou de translation lorsqu'on fait référence à la position linéaire absolue ou relative de cet objet ou de cette personne dans l'espace. En anglais, les appellations données aux CI varient, passant de « Inertial Measurement Unit (IMU) » à « Attitude and Heading Reference System (AHRS) », en passant par « Magnetic and Inertial Measurement Unit (MIMU) », « Magnetic Angular Rate and Gravity sensor (MARG) » et « Inertial and Magnetic Measurement Unit (IMMU) ». Pour ajouter à la confusion, une donnée d'orientation peut être obtenue à partir de diverses combinaisons de données inertielles selon le contexte d'utilisation et les contraintes additionnelles imposées (p. ex. : marche en ligne droite, contraintes biomécaniques...). Les CI utilisées dans ce programme de recherche combinent sur une seule et même plateforme un accéléromètre 3D, un gyromètre 3D, un magnétomètre 3D et un algorithme de fusion. Afin de bien comprendre les différents types d'information fournis par de telles CI, une description de chacun des

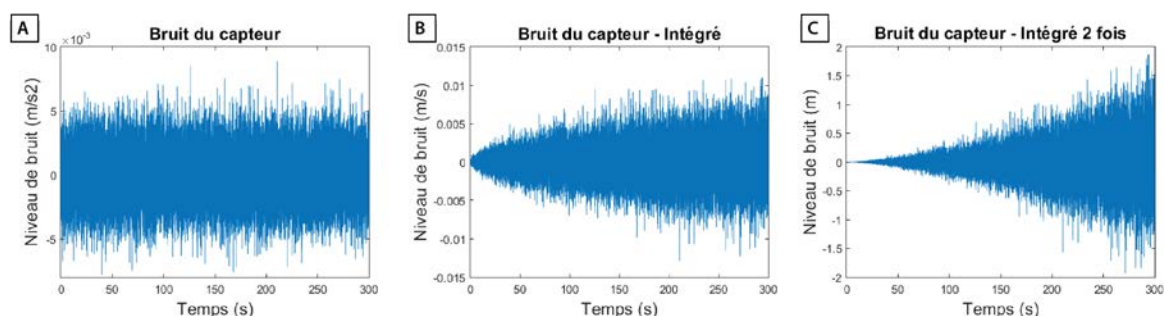
capteurs ainsi que des approches d'intégration des données menant à une estimation de l'orientation, incluant les types de filtres de fusion, suit.

3.1.1 L'accéléromètre

Un accéléromètre mesure l'accélération « totale » d'un corps (c.-à-d. incluant l'accélération gravitationnelle) selon un ou plusieurs axes, dépendamment de sa configuration. Cette mesure se fait indirectement, soit par la mesure du déplacement d'une masse via des jauges de déformations (accéléromètres piezorésistifs), par la mesure de la tension qu'engendre, sur un cristal, la force inertielle liée au déplacement de la masse (accéléromètres piezoélectriques) ou encore par la mesure de la variation de tension entre deux électrodes telle qu'induite, une fois de plus, par le déplacement de la masse en fonction de la force inertielle subie (accéléromètre capacitif) (AllianTech, 2010, Yang and Hsu, 2010, Zeng and Zhao, 2011, 2013, Shaeffer, 2013). Selon la technologie adoptée, les caractéristiques associées au capteur (bande passante, sensibilité, robustesse aux changements de température, etc.) varieront. En réponse à des contraintes de dimension, de coût et de domaine fréquentiel de l'application, la plupart des accéléromètres utilisés en biomécanique sont des « Micro ElectroMechanical Systems » (MEMS) basés sur la technologie capacitive (Yang and Hsu, 2010, Zeng and Zhao, 2011). Ce type d'accéléromètre permet une capture de l'accélération statique et dynamique, consomme peu d'énergie, répond rapidement aux stimulations et permet une bonne résolution grâce à la grande amplitude du signal de sortie ainsi qu'à leur niveau de bruit relativement faible, en comparaison aux autres technologies (AllianTech, 2010, Yang and Hsu, 2010, Shaeffer, 2013). Bien que faibles, certains bruits demeurent et leur origine se doit d'être connue et considérée. D'abord, le signal d'accélération est affecté par un biais constant, c'est-à-dire qu'outre la gravité, il y a une différence « constante » entre l'accélération mesurée et l'accélération réelle. Il est important de noter que la compensation de ce biais revêt une importance d'autant plus grande si l'on désire déduire une position à partir des signaux de l'accéléromètre (p. ex. : paramètres spatiaux à la marche) puisqu'un résiduel sur le biais aura un effet quadratique sur la position causé par la double intégration (Shaeffer, 2013). En pratique, la compensation de ce biais dépend d'une routine de calibration. Toutefois, la valeur exacte de ce biais varie dans le temps selon une série de facteurs physiques, le principal étant la température. En effet, les

changements de température occasionnés tant par les variations de la température ambiante que le réchauffement de l'électronique du capteur ont une influence non linéaire sur le biais (Shaeffer, 2013). L'accélération mesurée est également affectée par un bruit blanc généré principalement par l'utilisation des composantes mécaniques du capteur ainsi que par les capteurs placés à proximité. Puisque ce bruit n'est pas systématique, il ne peut être simplement filtré sans affecter l'intégrité du signal. Comme démontré à la Figure 3, ce bruit aura également un effet d'autant plus important si l'on intègre le signal d'accélération, créant alors des effets de type « marche aléatoire » du premier et du second ordre avec une moyenne centrée à zéro et un écart-type proportionnel à \sqrt{t} (intégration simple) ou $t^{3/2}$ (intégration double) (Woodman, 2007, Shaeffer, 2013).

Figure 3. Effet de l'intégration du bruit des capteurs



3.1.2 Le gyromètre

Un gyromètre mesure la vitesse angulaire d'un corps rigide suivant un ou plusieurs axes, selon la configuration particulière du capteur. Son principal attrait est donc sa capacité à mesurer directement la dynamique de rotation. Les gyromètres utilisés en biomécanique font usage de l'effet de Coriolis afin de convertir un mouvement de rotation en une mesure linéaire. Brièvement, l'effet de Coriolis se définit comme une force inertielle perpendiculaire au mouvement d'un objet qui se déplace dans un repère tournant. En d'autres mots, un objet se déplaçant dans un repère tournant à une vitesse angulaire ω_b est perçu par un observateur externe et fixe comme ayant une accélération linéaire proportionnelle à la vitesse de déplacement de l'objet et à la vitesse de rotation du repère tournant (c.-à-d. accélération de Coriolis) (Xie and Fedder2003). Dans le cas spécifique du gyromètre, l'effet de Coriolis permet de mesurer la vitesse angulaire via la mesure du déplacement linéaire affectant une

masse de référence stimulée en vibration à une vitesse connue (Zeng and Zhao, 2011, Shaeffer, 2013). Tout comme pour l'accéléromètre, certains bruits viennent affecter la qualité de la mesure de vitesse angulaire du gyromètre. Premièrement, le gyromètre possède un biais systématique engendré par une mesure résiduelle de la vitesse angulaire lorsque le gyromètre est statique. Puisque l'orientation est obtenue par intégration simple de la mesure de vitesse angulaire, le biais aura un effet linéaire sur l'orientation. Le bruit causé par l'utilisation du gyromètre aura, quant à lui, un effet de marche aléatoire centrée à zéro avec un écart-type proportionnel à \sqrt{t} . Selon la qualité de construction du gyromètre, la mesure sera également affectée à divers degrés par les vibrations ainsi que par les accélérations linéaires subies et la configuration choisie (Woodman, 2007, Shaeffer, 2013, Pasciuto et al., 2015). Pour toutes ces raisons, les gyromètres utilisés en biomécanique sont traditionnellement associés à une forte dérive de la mesure dans le temps.

3.1.3 Le magnétomètre

Les magnétomètres utilisés dans les CI permettent d'identifier la force et la direction du champ magnétique. Le magnétomètre « fluxgate » gagne en popularité pour les applications biomécaniques grâce à sa capacité accrue à détecter les variations du champ magnétique et à sa faible consommation d'énergie. Ce type de magnétomètre fait usage du principe de saturation magnétique en alternant un courant à l'intérieur d'une bobine placée autour d'un cœur magnétique. Le champ magnétique ainsi créé dans le cœur engendre la saturation périodique du flux à l'intérieur du matériau ferromagnétique. Un deuxième fil, enroulé autour du cœur, joue un rôle de « capteur ». Si le champ magnétique autour de l'élément est perturbé, le courant dans cette deuxième bobine s'en trouvera affecté, générant une différence de tension entre les deux bobines. Par la loi de Faraday qui relie la différence de tension à la variation du flux magnétique, on peut ainsi mesurer le champ magnétique ambiant (Steven, 1999). Typiquement, les deux principales caractéristiques d'intérêt pour juger de la performance d'un magnétomètre sont sa résolution (c.-à-d. la plus petite variation de champ magnétique détectable) ainsi que son niveau de bruit (Steven, 1999). Toutefois, dans le cas d'une CI, la performance réelle du magnétomètre ne pourra être jugée que par la qualité de son intégration à tout algorithme le requérant.

À titre indicatif, le **Tableau 1** liste les spécifications des capteurs utilisés dans certaines CI commerciales utilisées dans la littérature (Inertial Labs OS3D, Xsens MTx et APDM Opal).

Tableau 1. Spécifications techniques des capteurs inclus dans le système IGS-180 (Inertial Labs OS3D), le système MTx de Xsens et le système Opal de APDM.

CENTRALE INERTIELLE	CAPTEUR	ÉTENDUE	STABILITÉ BIAIS	DENSITÉ BRUIT	ALIGNEMENT	BANDE- PASSANTE
Xsens Mtx	Accéléromètre	$\pm 50 \text{ m/s}^2$	$0,02 \text{ m/s}^2$	$0,002 \text{ m/s}^2/\sqrt{\text{Hz}}$	0.1 deg	30 Hz
	Gyromètre	$\pm 1200 \text{ }^\circ/\text{s}$	$1 \text{ }^\circ/\text{s}$	$0.05^\circ/\text{s}\sqrt{\text{Hz}}$	0.1 deg	40 Hz
	Magnétomètre	$\pm 750 \text{ mG}$	0.1 mG	ND	0.1 deg	10 Hz
APDM Opal	Accéléromètre	$\pm 16 \text{ g}$, $\pm 200 \text{ g}$	ND	$120\mu\text{g}/\sqrt{\text{Hz}}$, $5\text{mg}/\sqrt{\text{Hz}}$	ND	50 Hz
	Gyromètre	$\pm 2000 \text{ }^\circ/\text{s}$	ND	$0.025^\circ/\text{s}\sqrt{\text{Hz}}$	ND	50 Hz
	Magnétomètre	$\pm 8 \text{ G}$	ND	$2\text{mGauss}/\sqrt{\text{Hz}}$	ND	32.5 Hz
InertialLabs OS3D	Accéléromètre	$\pm 2 \text{ g}$, $\pm 6 \text{ g}$	$50\mu\text{g}$	$40\mu\text{g}/\sqrt{\text{Hz}}$	0,15 mrad	50 Hz
	Gyromètre	$\pm 2000 \text{ }^\circ/\text{s}$	$4 \text{ }^\circ/\text{hr}$	$0.009^\circ/\text{s}\sqrt{\text{Hz}}$	0,15 mrad	50 Hz
	Magnétomètre	$\pm 1,6 \text{ Gauss}$	0,1 nT	$3\mu\text{Gauss}/\sqrt{\text{Hz}}$	0,15 mrad	50 Hz

3.1.4 Estimation de l'orientation

L'orientation peut être obtenue de plusieurs façons, selon les capteurs disponibles. En statique, l'accéléromètre permet à lui seul de mesurer l'inclinaison par rapport à la gravité et donc de déterminer l'orientation d'un segment selon deux plans. Afin d'ajouter l'aspect dynamique à la mesure d'orientation, une première option consiste à utiliser une combinaison d'accéléromètres uniaxiaux (minimum 6) afin de déterminer la vitesse angulaire d'un segment, laquelle peut par la suite être intégrée afin d'estimer le changement d'orientation (Morris, 1973, Picerno, 2016). Plus couramment, le gyromètre est utilisé pour mesurer directement cette vitesse angulaire. Couplé à un accéléromètre, le gyromètre permet de déterminer l'orientation 2D avec une référence globale. Une telle configuration (accéléromètre et gyromètre) permet également de mettre à profit la stabilité accrue de l'accéléromètre dans le temps afin de corriger périodiquement la dérive du gyroscope. Par exemple, les techniques de « Zero-Velocity Update » utilisées pour la dérivation des paramètres spatiaux temporels à la marche se basent sur ce principe (Sabatini et al., 2005,

Yang and Li, 2012b, Trojaniello et al., 2014). En effet, à partir de l'identification du moment précis dans le cycle de marche où la vitesse est nulle, les erreurs d'intégration sont ponctuellement remises à zéro. Cette approche nécessite toutefois l'identification préalable du moment précis où cette vitesse est supposément nulle. Pour une marche dite normale, ce moment est évalué à 40 % de la phase d'appui (Trojaniello et al., 2014). Mais qu'en est-il pour une démarche pathologique ? De plus, à l'intérieur de ces bornes, la mesure d'orientation demeure affectée par l'accumulation rapide d'erreurs dues aux différents biais et bruits des capteurs en plus d'être enclines aux variations non linéaires causées par l'évolution des propriétés physiques comme la température. Ensuite, demeure le problème d'identifier ce moment précis où la vitesse est nulle. L'ajout d'un filtre de fusion permet d'optimiser la combinaison des informations des capteurs tout en mettant à profit cette connaissance d'un état précis à un moment déterminé afin d'obtenir une estimation d'orientation de meilleure « qualité ». La dérive de la mesure autour de l'axe gravité demeure toutefois un problème, lequel peut être adressé soit par l'ajout d'une mesure supplémentaire (p. ex. : magnétomètre, potentiomètre) ou par l'ajout de contraintes de fonctionnement (p. ex. : retour périodique en position connue, marche en ligne droite) (Garofalo, 2010). Les CI typiquement vendues pour la biomécanique incorporent un accéléromètre 3 axes, un gyromètre 3 axes, un magnétomètre 3 axes et des capteurs complémentaires telle une sonde de température. Les capteurs complémentaires fournissent l'information nécessaire pour compenser les données mesurées par les capteurs de base (accéléromètre, gyromètre, magnétomètre) afin de limiter les non-linéarités engendrées par une variation des propriétés physiques les entourant. ***L'algorithme de fusion incorporé à l'intérieur d'une telle CI permet donc d'obtenir une mesure d'orientation optimisant la combinaison des informations provenant de chacun des capteurs (inertiels et complémentaires).*** De plus, la combinaison accéléromètre, gyromètre, magnétomètre et filtre de fusion fournit une mesure d'orientation absolue, c'est-à-dire dans un référentiel global, ouvrant la porte au calcul de l'orientation relative entre deux CI et donc au calcul de cinématique articulaire. Les différentes approches d'intégration discutées ainsi que leurs avantages et inconvénients sont résumés dans le **Tableau 2**.

Tableau 2. La mesure d'orientation selon différents niveaux d'intégration des mesures inertielles

CONFIGURATION	UTILITÉ	AVANTAGES/LIMITES
Accéléromètre	Inclinomètre statique	<ul style="list-style-type: none"> + Simplicité – Conditions statiques seulement – Aucune estimation autour du vecteur gravité
Gyromètre	Estimation du changement d'orientation en condition dynamique	<ul style="list-style-type: none"> + Orientation complète (relative) – Important biais et dérive du gyromètre dans le temps. – Sensible aux accélérations linéaires selon la qualité de la construction (fausse la mesure). <p>Solution proposée</p> <ul style="list-style-type: none"> ➤ Limiter à de courtes acquisitions
Accéléromètre et Gyromètre	Estimation complète du changement d'orientation en condition dynamique	<ul style="list-style-type: none"> + Orientation complète (relative) + Orientation globale dynamique (2 axes) – Biais et dérive du gyromètre dans le temps. – Sensibilité possible aux accélérations linéaires. <p>Solution proposée</p> <ul style="list-style-type: none"> ➤ Ajout d'un filtre avec imposition de contraintes (conditions initiales et finales).
Accéléromètre, Gyromètre et Filtre	Meilleure estimation du mouvement réel (vs bruit/dérive).	<ul style="list-style-type: none"> + Orientation complète (relative) + Orientation globale dynamique (2 axes) + Amélioration de la précision par rapport à une version sans filtre – Accumulation de l'erreur d'orientation autour du vecteur gravité. <p>Solutions proposées</p> <ul style="list-style-type: none"> ➤ Ajout d'une mesure externe d'orientation relative autour de l'axe gravité (ex. : potentiomètre, magnétomètre) ➤ Ajout de contraintes (ex. : retour périodique en position connue, contraintes biomécaniques)
Accéléromètre, Gyromètre, Magnétomètre et Filtre	Orientation complète (3D) dans un repère global.	<ul style="list-style-type: none"> + Orientation complète (absolue) – Sensibles aux perturbations magnétiques locales <p>Solutions proposées</p> <ul style="list-style-type: none"> ➤ Algorithmes de compensation magnétique ➤ Retour périodique en zone magnétiquement propre

3.1.5 Les filtres de fusion

La sous-section précédente a mis en lumière l'utilité des filtres de fusion afin d'améliorer la qualité des mesures d'orientation. L'aspect « filtre » en lui-même est un sujet complexe nécessitant de s'y attarder un peu. Les principaux filtres de fusion utilisés dans la littérature sont donc présentés brièvement ci-après (Arulampalam et al., 2002, Mahony et al., 2008, Bergamini et al., 2014). Bien que non exhaustif, ce survol vise à illustrer les différentes variations possibles et leurs impacts sur la mesure d'orientation.

Filtre direct : Le filtre direct considère la relation dynamique directe entre les états mesurés et ceux à estimer. L'estimation de l'état visé (ici, l'orientation) est effectuée à partir des mesures auxquelles le bruit est directement soustrait et d'un modèle a priori d'évolution. L'intégration directe de la mesure de vitesse angulaire pour obtenir le changement d'orientation en est un exemple.

Filtre complémentaire : Ce type de filtre tire parti de la complémentarité des informations fournies par les différents capteurs pour améliorer l'estimation de l'état désiré. Par exemple, la combinaison de la portion « haute fréquence » d'un signal d'accélération avec la mesure de vitesse angulaire provenant du gyromètre peut améliorer l'estimation de l'orientation (en comparaison à une estimation basée seulement sur la vitesse angulaire).

Filtre de Kalman : Le filtre de Kalman est un filtre linéaire qui, par sa structure, permet la minimisation de l'erreur quadratique moyenne des états à estimer. Le filtre de Kalman a deux prémices de base à son utilisation : (i) le système à modéliser doit se définir par un modèle d'évolution linéaire ; et (ii) la distribution des bruits du système doit suivre une loi gaussienne. La performance du filtre est ensuite tributaire de l'ajustement de deux matrices de covariances, l'une permettant de modéliser le bruit des capteurs, l'autre permettant de déterminer le poids à accorder aux mesures effectuées pour l'estimation de l'orientation par rapport à la propagation de l'état précédent du système via son modèle dynamique.

Filtre de Kalman étendu (« Extended Kalman Filter », EKF) : Le EKF est une adaptation du filtre de Kalman « de base » pour les systèmes non linéaires requérant la linéarisation autour d'un point d'opération des équations de la dynamique du système. Le EKF nécessite un

ajustement de ces paramètres afin de minimiser l'erreur quadratique moyenne des états à estimer autour de ce point d'opération.

Filtre de Kalman non parfumé (« Unscented Kalman Filter », UKF) : Le UKF est une autre déclinaison du filtre de Kalman « de base » permettant l'utilisation du filtre pour les systèmes non linéaires. Par opposition à l'EKF, le UKF conserve la non-linéarité des équations dynamiques et approxime le modèle du bruit du système selon une distribution gaussienne. Toutefois, le UKF requiert l'ajustement d'un nombre accru de paramètres, par rapport au EKF, afin d'assurer son optimisation.

Filtre particulière : Ce type de filtre permet d'estimer le modèle du système a posteriori en générant une multitude de possibilités (particules). Ainsi, le filtre à particules est principalement un modèle basé sur une loi probabiliste de distribution des états.

Chaque filtre possède des avantages et des inconvénients, que ce soit au niveau des simplifications requises (c.-à-d. linéarisation), de la complexité des calculs requis ou de la difficulté d'ajustement des paramètres associés. En général, plus un filtre permet une modélisation robuste (p. ex. : inclusion d'un modèle d'erreur des capteurs), plus l'ajustement des paramètres de ce filtre sera important afin d'assurer sa supériorité. L'étude de Ahmed and Tahir (2017) illustre bien ce concept, mettant en valeur l'avantage d'ajuster la matrice de covariance différemment selon l'axe de mouvement (c.-à-d. diminuer l'importance des accélérations mesurées en x et y correspondant principalement aux directions du mouvement par rapport à la valeur attribuée à l'axe z) afin d'obtenir une estimation plus précise de l'orientation. Mais *peu importe l'approche, le filtre utilisé est toujours optimisé pour une ou des conditions particulières d'utilisation.*

3.2 Validité de la mesure d'orientation issue de CI

En métrologie, on réfère à la validité d'une mesure comme une appréciation de sa qualité, laquelle se définit selon différents concepts, notamment la justesse, la fidélité et l'exactitude de la mesure (Menditto et al., 2006). Dans un effort de standardisation de la nomenclature et des principes associés à la métrologie, le Comité commun pour les guides en métrologie propose un Vocabulaire qui définit la justesse d'une mesure, en anglais *trueness*, comme

l'« étroitesse de l'accord entre la moyenne d'un nombre infini de valeurs mesurées répétées et une valeur de référence » (Joint Committee for Guides in Metrology (JCGM), 2012). En général, la valeur de référence est établie à partir d'un système de mesure étalon. Toujours selon le même Vocabulaire, la fidélité de la mesure, ou *précision*, réfère à l'« étroitesse de l'accord entre les [...] valeurs mesurées obtenues par des mesurages répétés du même objet [...] dans des conditions spécifiées ». Finalement, l'exactitude ou son homonyme anglais *accuracy* se définit comme l'« étroitesse de l'accord entre le résultat d'essai et la valeur de référence acceptée ». Ces concepts sont illustrés à la **Figure 4**.

Figure 4. Cadre normatif de la validité d'une mesure.



Selon les variables choisies, les études de validation répertoriées dans la littérature se concentrent sur un ou plusieurs aspects de la validité. Concrètement, les études de validation des mesures d'orientation issues de centrales inertielles se divisent en deux grandes catégories, soit les études de validation en conditions contrôlées et celles en conditions cliniques d'évaluation de la mobilité, telles que répertoriées dans le tableau disponible à l'Annexe D. Il est important de noter que la portée des études de validation varie selon le but poursuivi. En effet, les erreurs de mesure lors de l'utilisation de centrales inertielles peuvent provenir directement des centrales inertielles (imprécision des capteurs inertiels, conditions du mouvement, environnement magnétique, position interne des capteurs), des artéfacts de tissus mous associés à la méthode de fixation des centrales inertielles, ou encore du processus d'alignement (p. ex. : référencement anatomique) (Cappozzo et al., 2005, Leardini et al., 2005, Favre et al., 2009, Helling, 2012).

Cette portion de la recension des écrits met l'accent spécifiquement sur les études tentant d'identifier la validité et les limites de la technologie même en lien avec les mesures

d'orientation principalement issues d'un algorithme commercial (c.-à-d. disponible avec le système inertiel). La recension fait donc abstraction des méthodes de calibration anatomique ainsi que du volet d'optimisation des comparaisons basée sur des modèles anatomiques puisque ceux-ci adressent la validité de la mesure à un niveau différent, faisant intervenir d'autres sources d'erreur.

3.2.1 Validité de la mesure d'orientation issue de CI en conditions contrôlées

Les études de validation en conditions contrôlées utilisent une variété de bancs de tests (plaque de plexiglas sur laquelle sont apposés plusieurs centrales inertielles, modélisation mécanique d'un genou, robot modifié) afin d'isoler un effet particulier affectant la mesure d'orientation issue des centrales inertielles en conditions statiques et dynamiques (Cutti et al., 2006, Brodie et al., 2008a, Brodie et al., 2008b, Godwin et al., 2009, Brennan et al., 2011, Picerno et al., 2011, Brückner et al., 2014). C'est ainsi que Picerno et al. (2011) ont conclu, au moyen d'un test en conditions statiques, que les centrales inertielles déterminent leur orientation différemment, avec un écart maximal identifié à $5,7^\circ$ entre deux centrales inertielles. Cutti et al. (2006), eux, ont relevé un effet significatif de la vitesse et de la direction de mouvement sur l'exactitude de l'orientation relative entre deux centrales inertielles, avec des erreurs maximales identifiées à $5,4^\circ$ et $11,6^\circ$ pour des vitesses de rotation moyennes de $180^\circ/\text{s}$ et $360^\circ/\text{s}$ respectivement. Cette relation de dépendance entre l'erreur et le type de mouvement a également été confirmée par des études subséquentes (Brodie et al., 2008a, Godwin et al., 2009). Brennan et al. (2011), quant à eux, ont regardé l'exactitude de l'orientation relative entre deux centrales inertielles pour la mesure de la cinématique articulaire. La comparaison de l'orientation relative calculée à partir des centrales inertielles avec celle issue d'un potentiomètre, utilisé comme mesure étalon, a permis d'identifier une erreur quadratique moyenne variant de $2,9^\circ$ à $3,2^\circ$ selon le plan de mouvement considéré (Brennan et al., 2011). ***Bien que ces différentes études fournissent une information importante quant aux limites possibles des centrales inertielles, elles ont toutes été réalisées en utilisant un seul modèle de centrales inertielles, dans un environnement considéré magnétiquement propre, sur des essais courts (<15 s).*** Ainsi, on peut se questionner sur l'impact du système sur la justesse de la mesure ainsi que l'effet du temps.

3.2.2 Validité de la mesure d'orientation issue de CI en conditions cliniques d'évaluation de la mobilité

Les études de validation en conditions contrôlées sont nécessaires afin d'identifier les limites possibles des centrales inertielles, permettant de cibler un effet spécifique à isoler. Toutefois, la portée de ces effets en conditions cliniques d'évaluation de la mobilité est difficilement appréciable à partir de ces résultats. Une seconde catégorie d'études de validation des centrales inertielles s'attarde donc à l'exactitude de la mesure d'orientation en conditions cliniques d'utilisation. Un simple coup d'œil au tableau de l'Annexe D nous permet de constater que la majorité des études de validation de la mesure d'orientation se sont concentrées, jusqu'à présent, sur la marche ainsi que sur les mouvements du tronc et des membres supérieurs sollicités dans une variété de tâches de la vie quotidienne (Gallagher et al., 2004, Plamondon et al., 2007, Roetenberg et al., 2007, Esser et al., 2009, Godwin et al., 2009, Ferrari et al., 2010b, Esser et al., 2012, Kim and Nussbaum, 2012, Rouhani et al., 2012, Faber et al., 2013, Zhang et al., 2013, Bergamini et al., 2014, Lambrecht and Kirsch, 2014, Seel et al., 2014, Bolink et al., 2016, Kang and Gross, 2016, Robert-Lachaine et al., 2017). Quelques études seulement se sont intéressées au transfert assis-debout et aucune ne semble avoir validé les mesures d'orientation issues de CI pendant le retournement (Boonstra et al., 2006, Giansanti et al., 2007, Lambrecht and Kirsch, 2014, Bolink et al., 2016). Toutefois, l'ampleur des erreurs rapportées varie selon les études. Tout comme soulevé dans la revue systématique de Cuesta-Vargas et al. (2010) s'intéressant à la validité des données d'orientation issues de centrales inertielles en contexte biomécanique, il est difficile de faire un portrait systématique des résultats recensés considérant la diversité rapportée au niveau des participants, des mouvements étudiés, des systèmes utilisés et des différentes méthodes d'analyses adoptées. Fait intéressant à noter dans les études recensées, deux études se concentrant sur le transfert assis-debout ont développé leur propre algorithme de fusion et adapté les gains et les fréquences de coupures de façon spécifique (Boonstra et al., 2006, Giansanti et al., 2007). Giansanti et al. (2007) justifient ce choix en expliquant que le domaine de fréquences suscité est spécifique à la tâche de transfert assis-debout et de ce fait, nécessite un filtre adapté à ce spectre de fréquences particulier. Dans un même ordre d'idée, le travail d'optimisation du filtre réalisé par Boonstra et al. (2006) laisse sous-entendre l'importance de bien adapter le filtre pour obtenir une estimation de l'orientation adéquate dans la

réalisation du transfert assis-debout. Cette constatation vient appuyer l'affirmation de Brodie et al. (2008a) comme quoi les performances d'un système peuvent varier selon le type de mouvement mesuré. Dans un même ordre d'idées, certaines études se sont intéressées à l'effet de la vitesse sur la précision de la mesure d'orientation issue de CI en contexte biomécanique. Par exemple, Plamondon et al. (2007) ont démontré une dégradation significative de la mesure de l'angle au tronc avec une augmentation de la vitesse dans des tâches de manutention. Une telle étude vient réaffirmer la présence d'un effet de vitesse sur la précision de l'estimation de l'orientation en dynamique, tel que soulevé dans les études en conditions contrôlées. Toutefois, une analyse basée sur une différence de vitesse spécifique à une tâche est insuffisante pour permettre de juger de l'effet qu'aura la vitesse dans un autre cas de figure que celui spécifiquement évalué. Récemment, Robert-Lachaine et al. (2017) se sont intéressés à l'effet de la complexité de la tâche sur la validité de la mesure d'orientation au niveau des articulations pendant des tâches de manutention. C'est ainsi qu'ils ont démontré qu'une tâche de manutention complexe incluant le déplacement de boîtes sur différents convoyeurs pendant une période de temps prolongée entraîne une justesse moindre des mesures d'orientation en comparaison avec la justesse obtenue pendant l'exécution de mouvements simples tels que la flexion/extension d'une articulation spécifique. On peut toutefois se questionner à savoir si la différence de justesse rapportée est vraiment liée à la complexité de la tâche ou à la grande différence de temps requis pour réaliser chacune des tâches (c.-à-d. 32 minutes versus quelques secondes). À partir des différents constats établis, on en vient à se questionner : ***peut-on utiliser les centrales inertielles commercialement vendues pour la caractérisation de la mobilité sans égard au type de mouvement effectué ? Dans quelle mesure la vitesse influence-t-elle la précision des mesures effectuées à chaque segment/articulation ?***

Il est également intéressant de noter que la plupart des méthodologies empruntées dans ces études de validation font appel à un modèle biomécanique, lequel diffère entre les systèmes utilisés. Par exemple, l'étude de Zhang et al. (2013) s'attarde à la validité concomitante du système Xsens MVN BIOMECH (Xsens Technologies BV, Enschede, Netherlands) pour la reconstruction de la cinématique articulaire des membres inférieurs. Alors que les auteurs concluent à une très bonne capacité du système inertiel à déterminer une courbe de mouvement similaire à celle du système optoélectronique pour le plan de mouvement

principal (flexion/extension), ils attribuent les différences observées dans les autres plans aux disparités entre les modèles biomécaniques. Récemment, cette même constatation sur l'effet des différences entre les modèles biomécaniques fut soulevée par Robert-Lachaine et al. (2017), renforçant l'importance de découpler cette source d'erreur dans la validation. L'étude de Ferrari et al. (2010b) considère une méthodologie permettant d'isoler la validité de la mesure d'orientation issue de centrales inertielles exprimée à l'aide d'un modèle biomécanique pendant la marche. En effet, les auteurs ont su mettre à profit le fait qu'ils avaient préalablement développé et validé un protocole d'évaluation de la marche basé sur un système optoélectronique afin de déterminer : (i) la validité des centrales inertielles pour l'évaluation de la cinématique des membres inférieurs pendant la marche ; (ii) la validité d'un nouveau modèle biomécanique adapté à l'utilisation des centrales inertielles ; et finalement (iii) la validité d'un nouveau protocole d'évaluation clinique de la marche dans son ensemble (centrales inertielles + modèle biomécanique associé). C'est ainsi que les auteurs ont conclu à une correspondance de bonne à très bonne des mesures de cinématique articulaire pour les articulations des membres inférieurs tel que mesuré lors d'une marche sur 10 m. Toutefois, le nombre de participants est limité à quatre jeunes adultes en santé (26 à 31 ans) et une seule tâche, la marche en ligne droite, a été considérée. La complexité de la mise en place des systèmes incluant la calibration et du traitement des données peut expliquer le nombre restreint de participants et de tâches effectuées. Ce faisant, les choix méthodologiques empruntés dans cette étude viennent une fois de plus appuyer l'importance d'arrimer la méthodologie de validation avec les objectifs visés, tout en acceptant les compromis requis pour atteindre l'équilibre faisabilité/complexité/portée des résultats.

3.2.3 Validité de la mesure d'orientation issue de CI selon l'environnement

Une vague d'études de validation s'est également concentrée sur l'effet des perturbations magnétiques sur la précision de l'estimation de l'orientation, tant en conditions contrôlées que lors de tâches cliniques d'évaluation de la mobilité. Les perturbations magnétiques affectent directement la capacité de l'algorithme de fusion à identifier le « vrai Nord magnétique » et à se positionner par rapport à celui-ci. Cette problématique se décline en deux aspects, soit la capacité d'une centrale inertielle à reconnaître les perturbations magnétiques et à compenser leurs effets ainsi que la capacité de plusieurs centrales inertielles

à identifier initialement le même « Nord » afin de permettre la référence relative entre deux centrales inertielle et, conséquemment, deux segments. La majorité des travaux recensés dans la littérature se concentrent sur la caractérisation et la compensation efficace des perturbations dites passagères (Roetenberg et al., 2003, Bachmann et al., 2004, Roetenberg et al., 2005, Roetenberg et al., 2007, de Vries et al., 2009, Yadav and Bleakley, 2014). En ce sens, il est démontré que l'étude de l'inclinaison du vecteur du champ magnétique mesuré permet d'augmenter la sensibilité de la détection des perturbations, et donc la performance de la correction, en comparaison à un algorithme basé uniquement sur la variation de la norme de ce vecteur (Yadav and Bleakley, 2014). Toutefois, de tels algorithmes visent la compensation des perturbations transitoires et ne sont pas optimisés pour les cas de figure où plusieurs centrales inertielle sont utilisées en parallèle. L'une des grandes forces des centrales inertielle est pourtant leur capacité à être utilisées en paire afin de déduire la cinématique articulaire. Les prémices de base à cette capacité à entrer en relation se doivent toutefois d'être respectées, c'est-à-dire que leurs mesures doivent être exprimées dans le même repère Inertiel. Si, au départ, l'environnement magnétique autour des CI est différent, chacune créera son propre repère Inertiel. La relation directe pour le calcul de la dynamique articulaire s'en trouve donc affectée. Afin d'aborder ce problème, certains auteurs proposent l'utilisation d'une mesure externe pour remplacer le magnétomètre, alors que d'autres présentent des stratégies pour tenter de contrôler cet effet (Plamondon et al., 2007, Schiefer et al., 2014). Par exemple, l'ajout de pauses périodiques tel que proposé par Schiefer et al. (2014) permet de contrôler la dérive des mesures d'orientation à l'intérieur d'un laps de temps donné. Bien que prometteuse, une telle solution impose une contrainte de fonctionnement qui ne peut être exportable à toutes les situations. Palermo et al. (2014), quant à eux, ont évalué l'impact d'une technique de correction de la différence initiale de pointage entre les CI (*heading*) sur la répétabilité des mesures d'orientation obtenues pour les articulations des membres inférieurs, pendant la marche. Pour ce faire, les auteurs ont estimé la distorsion initiale engendrée par les variations de champ magnétique à partir d'un système de caméra, puis ont utilisé cette information pour corriger, a posteriori, la cinématique articulaire. L'effet positif d'une telle correction est démontré à la cheville, bien que l'ampleur de cette amélioration soit limitée (1 à 3 ° d'amélioration sur la déviation standard des différences moyennes des mesures, selon le plan de mouvement considéré). Considérant que

les perturbations magnétiques sont omniprésentes et que les approches actuelles pour minimiser leurs effets ont toutes des limites d'application, ***comment peut-on maximiser la portée des données recueillies lors d'une collecte en tenant compte des limitations induites par l'environnement changeant ?***

3.2.4 Validité de la mesure d'orientation issue de CI en bref

Ce survol de la littérature relative à la validation des mesures d'orientation issues de CI nous permet donc d'établir que bien que les centrales inertielles soient attrayantes pour un clinicien par leur portabilité et leur capacité à effectuer des enregistrements prolongés, les études de validation sur l'exactitude de la mesure d'orientation réalisées sur des systèmes commercialement disponibles se limitent à des essais courts (<1 min), composés d'une tâche précise (principalement la marche en ligne droite) et réalisés dans un environnement magnétiquement contrôlé. Un tel contrôle sur l'environnement magnétique est pourtant difficilement réalisable en contexte naturel et se révèle même une tâche ardue dans un laboratoire régulier (Bachmann et al., 2004, de Vries et al., 2009, Palermo et al., 2014). ***On dénote donc un manque dans la littérature au niveau de la validation des mesures d'orientation exportable à la variété de conditions cliniques réelles d'évaluation de la mobilité ou du moins une conscientisation des impacts du non-contrôle de certaines conditions d'opération.*** De plus, les variations notées entre les études recensées au niveau du système inertiel utilisé et de la méthodologie empruntée (type de participants, environnement, choix des paramètres d'évaluation de la validité) rendent difficile l'appréciation de la validité d'un même système pour une variété de tâches, mesurées à différents segments. Finalement, la variation possible de l'exactitude de la mesure d'orientation selon le contexte de l'évaluation (c.-à-d. environnement, vitesse de réalisation de la tâche) souligne le besoin d'optimiser ces mesures tout en conservant portabilité et flexibilité, caractéristiques d'intérêts des centrales inertielles. Il est donc primordial de s'attarder à la caractérisation de la mesure d'orientation issue de centrales inertielles afin non seulement de mieux connaître les limites qui s'y rattachent, mais également de ***maximiser le potentiel des données issues de centrales inertielles comme outil d'évaluation clinique de la mobilité.***

3.3 Les métriques de déficits de mobilité basés sur les centrales inertielles

Tel qu'établi dans la problématique, à sa plus simple expression, la mobilité est un mouvement qui permet de faire une activité supportant la réalisation d'une tâche. La biomécanique clinique s'intéresse non seulement à la reconnaissance des incapacités liées aux activités d'une personne, mais à l'identification des déficits permettant d'expliquer ces incapacités. La mesure inertielle est utilisée en recherche en biomécanique clinique depuis les années 90. Leur utilisation varie tant par le positionnement choisi (tronc, cuisse, tibia, pied) que par le type ou la combinaison de capteurs utilisés (accéléromètre et/ou gyromètre et/ou magnétomètre) (Trojaniello et al., 2014). Ce deuxième volet de la recension des écrits vise justement à dresser un portrait de l'utilisation des centrales inertielles pour la capture d'indicateurs de déficits de mobilité. À cet effet, le tableau présenté à l'Annexe E résume les principales études s'étant attardées au sujet, identifiant le type de capteurs utilisé, les indicateurs étudiés et les tâches considérées.

Ce tableau permet de constater que l'utilisation la plus fréquente des capteurs inertiels a trait à la mesure des paramètres spatio-temporels associés à la marche. Ainsi, un ralentissement de la marche, associé à l'adoption d'une approche plus conservatrice pouvant être liée à une coordination spatio-temporelle déficiente, a été démontré au moyen de plusieurs marqueurs dérivés d'accéléromètres et de gyromètres (ex. : cadence, durée de la marche/vitesse, durée/longueur des pas) chez diverses populations (ex. : personnes âgées, Parkinsoniens, personnes à risque de chutes, syndrome de fragilité) (Salarian et al., 2004, Salarian et al., 2010, Senden et al., 2012, Horak and Mancini, 2013, Weiss et al., 2013, Buchman et al., 2014, Galán-Mercant and Cuesta-Vargas, 2014). Le comportement des membres inférieurs pendant la marche via la mesure de la durée de la phase d'appui, du double-appui ainsi que la mesure de la variabilité et de l'asymétrie dans la longueur des pas ont, quant à eux, mis en lumière la présence d'une déficience au niveau de l'équilibre dynamique des populations étudiées (Salarian et al., 2004, Senden et al., 2012, Horak and Mancini, 2013, Weiss et al., 2013, Buchman et al., 2014). Toutefois, il a récemment été noté que la validité de ces paramètres peut dépendre du positionnement choisi pour les capteurs (p. ex. : capteurs à la cheville vs au pied) (Washabaugh et al., 2017). Il est également important de mentionner que ces paramètres sont principalement valides pour une marche en ligne droite ; leur utilisation

pour l'analyse d'un déplacement avec changement de direction ou encore sur une période de temps prolongée nécessite l'application de corrections (Trojaniello et al., 2014). En effet, comme démontré dans la section précédente, la dérive de la mesure d'un signal inertiel brut dans le temps constitue un inconvénient majeur à l'utilisation unique de ces signaux sur un spectre temporel prolongé. Pour pallier cette lacune, diverses techniques de correction sont proposées comme le « Zero-velocity update reset » (ZUP), permettant de remettre à zéro l'erreur d'intégration, par cycle de marche, basée sur le fait que la vitesse du pied est momentanément nulle pendant la phase d'appui au sol (Sabatini et al., 2005, Yang and Li, 2012a, Trojaniello et al., 2014). Toutefois, Trojaniello *et al.* émettent une réserve quant à l'optimisation du choix précis du moment pour appliquer cette remise à zéro qui peut différer pour une démarche dite saine versus une démarche pathologique (Trojaniello et al., 2014). Ainsi, si la validité des paramètres spatio-temporels découle de cette capacité à identifier le moment de la remise à zéro et que ces paramètres spatio-temporels servent justement à détecter les anomalies dans la démarche, on peut se questionner sur l'applicabilité de certaines techniques proposées dans la littérature pour une réalité clinique. Face à ces problématiques, plusieurs auteurs se sont concentrés sur l'utilisation de signaux d'accélérométrie au tronc pour la caractérisation de l'équilibre dynamique d'une personne pendant la marche. Les études se concentrant sur l'analyse de base de ces signaux (étendue de l'accélération, moyenne quadratique ou *root mean square* [RMS]) afin de discriminer diverses populations sont en effet nombreuses (Senden et al., 2012, Weiss et al., 2013, Galán-Mercant and Cuesta-Vargas, 2014). Toutefois, le lien démontré entre ces paramètres et la vitesse de marche limite l'exploitation de ces résultats à un cadre contrôlé où les consignes sont standardisées, à moins qu'une correction visant la normalisation des paramètres ne soit appliquée (Sekine et al., 2013, Iosa et al., 2014, Terrier and Reynard, 2015). Ce sont sur ces fondements que des techniques plus poussées d'analyse de signaux ont récemment été proposées, notamment l'évaluation de la stabilité dynamique locale basée sur l'analyse des exposants de Lyapunov ainsi que l'analyse du jerk de la tête pendant la marche qui, de surcroît, ont démontré un meilleur pouvoir discriminant que les techniques basées sur l'étude de la variabilité des pas (Brodie et al., 2014, Terrier and Reynard, 2015). ***Bref, au niveau de la marche, beaucoup de travail a été effectué, mais toujours considérant les mesures provenant des capteurs bruts.***

La transition assis-debout constitue une tâche complexe nécessitant de bonnes capacités musculaires ainsi qu'une capacité d'adaptation aux transitions posturales. Dans la littérature, la durée de la transition et l'étendue des accélérations et des vitesses linéaires sont rapportées comme des indicateurs d'un déficit lié aux capacités musculaires (Boonstra et al., 2008, Boonstra et al., 2010, Millor et al., 2013a, Millor et al., 2013b, Van Lummel et al., 2013, Weiss et al., 2013, Buchman et al., 2014, Galán-Mercant and Cuesta-Vargas, 2014, Millor et al., 2014). La fluidité du mouvement, associée à la capacité d'adaptation aux transitions posturales, s'est également avérée discriminante chez plusieurs populations (Weiss et al., 2013, Buchman et al., 2014, Millor et al., 2014). Certains des marqueurs illustrant cette fluidité (p. ex. : accélération RMS) ayant toutefois démontré une association avec la vitesse d'exécution dans le cas de la marche, on peut se questionner sur la portée réelle de l'information qu'ils procurent (Iosa et al., 2014, Terrier and Reynard, 2015). Finalement, bien que moins populaire, l'angle maximal en flexion du tronc a également été noté comme discriminant dans le cas du syndrome de fragilité, en comparaison avec des participants sains (Ganea et al., 2007, Ganea et al., 2011, Millor et al., 2013a, Millor et al., 2013b).

Plus récemment, certaines études se sont penchées sur l'analyse du retournement. La coordination inter-segments ainsi que la stabilité posturale requise pour suivre adéquatement les instructions du système nerveux central font du retournement une tâche spécifiquement exigeante, et donc potentiellement plus discriminante au niveau des déficits de mobilité (Mancini et al., 2015a, Mellone et al., 2016). D'ailleurs, on rapporte qu'une grande partie des chutes se produit pendant un changement de direction, et que ce type de chute est lié à des conséquences particulièrement importantes tel que la fracture de la hanche, un incitatif supplémentaire pour s'y attarder (Cumming and Klineberg, 1994, Bloem et al., 2001, El-Gohary et al., 2013). En effet, il a été démontré dans la littérature qu'une lenteur d'exécution du retournement est associée à une difficulté d'adaptation à un changement de programme moteur et implicitement, à une difficulté d'ajustement de l'équilibre dynamique (Horak and Mancini, 2013). La durée accrue du retournement, la vitesse d'exécution restreinte (moyenne et maximale) ainsi que le nombre supérieur de pas requis pour compléter le retournement sont également identifiés dans la littérature comme des métriques permettant d'identifier la présence d'un déficit de mobilité (Salarian et al., 2010, Horak and Mancini, 2013, Weiss et al., 2013, Buchman et al., 2014, Galán-Mercant and Cuesta-Vargas, 2014). Récemment,

Mancini et al. (2016) ont démontré que l'étude de la vitesse de rotation permet de discriminer les individus à risque de chute par rapport à une population de non-chuteurs, mais seulement lorsque mesurés sur une période de temps prolongée (7 jours), en environnement naturel. En effet, à l'intérieur d'un test standardisé (retournement sur 90 ° et 180 °), ces différences n'ont pu être statistiquement observées chez les mêmes individus, bien que la tendance soit similaire. Notons que des résultats semblables ont été rapportés chez les patients atteints de Parkinson (Mancini et al., 2015b). Fait intéressant à noter, les études de validation de ces paramètres dénotent une fidélité variable, selon la population de référence choisie (**Tableau 3**), ce qui tend à démontrer que les variations intra-individus sont importantes. Considérant donc la tendance non statistiquement significative des métriques calculées lors des tests prescrits, l'incapacité des métriques à discriminer les non-chuteurs des chuteurs ainsi que la grande variabilité apparente des paramètres, on peut se questionner sur la sensibilité au changement des métriques de retournement présentement rapportées dans la littérature.

Tableau 3. Fidélité des métriques de retournement communément calculées à partir de mesures inertielles

ÉTUDE	POPULATION	NB PARTICIPANTS	VITESSE	DURÉE (ICC)	NOMBRE DE PAS (ICC)	VITESSE ANGULAIRE MAX (ICC)
Salarian et al. (2010)	Parkinson (PD) et personnes en santé (PS) appariées	24 (12 PD, 12 PS)	normale	0,89 [0,74, 0,96]	0,75 [0,45, 0,90]	0,86 [0,67, 0,95]
Greene et al. (2015)	Sclérose en plaques	38	+ rapide possible	0,59 [0,30, 0,77]	0,44 [0,05, 0,69]	0,34 [0,00, 0,63]
	Personnes âgées saines	33	+ rapide possible	0,79 [0,63, 0,89]	0,58 [0,25, 0,78]	0,40 [0,00, 0,68]
Wuest et al. (2016)	AVC et personnes âgées saines (PA)	39 (14 AVC, 25 PA)	normale	0,98 [0,97, 0,99]	ND	0,90 [0,82, 0,95]
Sankarpandi et al. (2017)	Syndrome vestibulaire	27	normale	0,58	0,48	0,81
	Groupe contrôle	ND	normale	0,60	0,38	0,45

Ce survol des indicateurs de mobilité capturés à l'aide de centrales inertielles permet d'abord de constater que la grande majorité des métriques proposées se basent sur les mesures issues des capteurs inertiels bruts (accéléromètres et/ou gyromètres). Comme préalablement mentionné, la mesure d'orientation issue de centrales inertielles est la résultante d'un processus de fusion des données. Ainsi, on peut supposer que l'information y étant contenue est d'autant plus riche et robuste. De plus, la mesure d'orientation permet une meilleure conceptualisation du mouvement effectué, par rapport à l'analyse des signaux bruts qui s'y rattachent. L'utilisation des angles exprimés dans un repère global permet également de mettre en relation plus facilement divers segments en limitant les contraintes d'alignement ou l'imposition de simplifications. Toutefois, l'évaluation de l'utilité de la mesure d'angle comme métrique semble être encore au stade de la validation et de la compréhension des variations de justesse (Iosa et al., 2016). Cette observation, à elle seule, témoigne de l'importance d'identifier de nouvelles façons d'optimiser et de valoriser la mesure d'angle en considérant les limites identifiées.

Le portrait des indicateurs de déficits de mobilité effectués permet également de mettre en valeur la valeur ajoutée associée à l'analyse de la tâche de retournement. Toutefois, la fidélité modérée des paramètres utilisés laisse transparaître un manque de sensibilité au changement de ces indicateurs. Une récente revue des déficits de mobilité liés au retournement chez les personnes atteintes de Parkinson, capturés à l'aide de différents types de systèmes de mesure, propose le regroupement des déficits en deux catégories : les déficits axiaux et les déficits perpendiculaires (Hulbert et al., 2014). Alors que les déficits axiaux sont définis comme un mouvement inadéquat de l'axe de rotation tête/tronc, les déficits perpendiculaires font référence à un mouvement sous-optimal des membres pendant le retournement. À partir des conclusions des études révisées, les auteurs posent l'hypothèse que chez les personnes atteintes de Parkinson, les déficits axiaux arriveraient plus tôt, obligeant les individus à développer des stratégies d'adaptation, lesquelles auraient des répercussions au niveau perpendiculaire. Si tel est le cas, l'identification de métriques liées aux déficits axiaux pourrait potentiellement offrir une meilleure sensibilité au changement que les métriques préalablement développées, ouvrant la porte à une détection précoce des déficits de mobilité au sein de cette clientèle. Parmi les déficits axiaux, on note la séquence cranio-caudale. En effet, il a été établi dans la littérature qu'un retournement efficace implique une séquence

cranio-caudale où la tête amorce le mouvement, suivi du tronc puis du pelvis afin de réaligner le corps dans la nouvelle direction à poursuivre (Fuller et al., 2007, Hong et al., 2009). Une altération de cette séquence a été observée chez les gens atteints de maladies neurodégénératives ainsi que chez les chuteurs, lesquels démontrent un couplage accru de ces segments (Ferrarin et al., 2006, Crenna et al., 2007, Hong et al., 2009, Wright et al., 2012, Spildooren et al., 2013). Les différences notées dans les séquences temporelles laissent présager une signature de mouvement spécifique, c'est-à-dire un patron de mouvement spécifique lié à une façon d'effectuer la tâche, ici une stratégie de retournement. Ces observations ont toutefois été effectuées en laboratoires, principalement à l'aide de systèmes optoélectroniques de capture du mouvement. On peut donc se questionner : ***les centrales inertielles pourraient-elles capturer le mouvement cranio-caudal pendant le retournement et permettre le développement de métriques adaptées permettant l'identification de déficits axiaux ?***

CHAPITRE 4 QUESTION DE RECHERCHE ET OBJECTIFS

La problématique décrite au chapitre 2 a soulevé l'importance de sortir des laboratoires afin de capturer la mobilité en environnement naturel. Tel que présenté, les centrales inertielle sont une approche de mesure offrant la portabilité et la flexibilité requises afin de permettre cette mesure hors laboratoire.

La recension des écrits a su mettre en lumière les avantages notables liés à l'utilisation de la mesure d'orientation issue de centrales inertielle par rapport aux mesures brutes provenant directement des capteurs qui la constituent. Toutefois, la variation de justesse soulevée, les effets de vitesse et d'environnement dénotés dans la littérature ainsi que le faible niveau d'utilisation des mesures d'orientation à titre d'indicateur de mobilité nous portent à nous questionner : *peut-on utiliser les mesures d'orientation issues de centrales inertielle en biomécanique clinique pour l'évaluation de la mobilité ?*

Afin de bien répondre à cette question, trois objectifs spécifiques ont été formulés.

Objectif 1 : Caractériser la validité de la mesure d'orientation issue de centrales inertielle (a) de différents modèles, en conditions contrôlées ; et (b) apposées à différents segments, pendant la réalisation de diverses tâches de mobilité.

Objectif 2 : Optimiser la justesse et la fidélité des mesures d'orientation issues de centrales inertielle.

Objectif 3 : Proposer et explorer la validité de métriques de mobilité basées sur les mesures d'orientation issues de centrales inertielle.

Chacun de ces objectifs est adressé à travers une ou plusieurs études, lesquelles sont présentées dans le chapitre de résultats.

CHAPITRE 5 MÉTHODOLOGIE ET RÉSULTATS

Plusieurs études ont été réalisées afin de couvrir les objectifs énoncés de cette thèse. La liste des études, par objectif, est disponible dans le tableau suivant. Ce chapitre résume d'abord le contexte spécifique et la méthodologie empruntée par chacune des études, tout en maintenant l'accent sur les articles qui s'y rattachent.

Tableau 4. Vue d'ensemble du programme de recherche alliant objectif, étude(s) et article(s)

OBJECTIF	ÉTUDE	ARTICLE(S) ASSOCIÉ (S)
Caractériser la validité de la mesure d'orientation issue de centrales inertielles	Validation, en conditions contrôlées, de la mesure d'orientation issue de différents modèles de centrales inertielles	Inertial Measures of Motion for Clinical Biomechanics: Comparative Assessment of Accuracy under Controlled Conditions—Effect of Velocity <i>Article publié dans PLOSone</i>
		Inertial Measures of Motion for Clinical Biomechanics: Comparative Assessment of Accuracy under Controlled Conditions—Changes in Accuracy over Time <i>Article publié dans PLOSone</i>
	Validation des mesures d'orientation issues de centrales inertielles en contexte clinique d'évaluation de la mobilité	Assessing the Validity of Attitude and Heading Reference Systems for Biomechanical Evaluation of Motions: A methodological Proposal <i>Article de conférence publié dans le Proceedings of the International Conference on Biomedical Electronics and Devices, disponible à l'Annexe B</i>
		Inertial measurement systems for segments and joints kinematics assessment: towards an understanding of the variations in sensors accuracy. <i>Article publié dans Biomedical Engineering Online</i>
Optimiser la justesse et la fidélité des mesures d'orientation issues de centrales inertielles.	Validation d'une technique de contrôle qualité automatisé des mesures d'angle relatif.	Autonomous Quality Control of Joint Orientation Measured with Inertial Sensors <i>Article publié dans Sensors</i>
	Validation d'une technique d'estimation de pose tridimensionnelle pour améliorer la justesse des mesures de cinématique de l'articulation issues de CI en environnements magnétiquement perturbés.	Camera pose estimation to improve accuracy and reliability of joint angles assessed with attitude and heading reference systems <i>Article soumis à Gait and Posture</i>
Proposer et explorer la validité de métriques de mobilité basées sur les mesures d'orientation issues de centrales inertielles	Capturer la mobilité fonctionnelle des personnes atteintes de Parkinson et des personnes âgées.	Capturing the cranio-caudal signature of a turn with inertial measurement systems: methods, parameters robustness and reliability <i>Article publié dans Frontiers in Bioengineering and Biotechnology.</i>
		Cranio-Caudal Kinematic Turn Signature Assessed with Inertial Systems as a Marker of Mobility Deficits in PD <i>Article soumis à Movement Disorders.</i>

5.1 Validation, en conditions contrôlées, de la mesure d'orientation issue de différents modèles de centrales inertielles

Cette étude de validité de critère concomitante évalue plusieurs types de centrales inertielles commercialement disponibles pour la biomécanique clinique dans un contexte contrôlé. Pour ce faire, une table gyroscopique en aluminium permettant tant des mouvements autour d'un axe que des mouvements en trois dimensions a été utilisée. Cette table, contrôlée en vitesse, permet la réalisation de scénarios standardisés (c.-à-d. mouvement selon un ou plusieurs axes à une vitesse établie pendant une durée spécifique). La table gyroscopique était positionnée dans un laboratoire classique d'évaluation de la mobilité clinique, en respectant un dégagement minimal de 2 m avec tout élément ferromagnétique externe, comme recommandé dans la littérature (de Vries et al., 2009). Seuls les moteurs de la table gyroscopique violaient cette règle, étant situés à une distance minimale de 0,5 m. Toutefois, l'impact du noyau magnétique ainsi que l'impact du champ magnétique généré par le moteur lorsqu'en fonction ont été évalués et déterminés comme étant à l'intérieur du bruit des magnétomètres à une distance de 0,4 m. La plaque centrale de la table gyroscopique est également munie de 16 marqueurs actifs permettant la construction d'un corps rigide représentant cette plaque, lequel peut être suivi à l'aide d'un système optoélectronique de capture du mouvement (Optotrak, Northern Digital, Ontario, Canada), défini comme la mesure étalon de la présente étude.

Au moyen de cette table gyroscopique, trois systèmes inertiels commercialement disponibles pour la biomécanique clinique ont été testés : les centrales inertielles MTx de Xsens (Enschede, Netherlands), les OSv3 de Inertial Labs (Paeonian Springs, Virginia, USA) et finalement, les Opal de APDM (Portland, Oregon, USA). Les spécifications techniques rapportées par chacun des manufacturiers sont listées au **Tableau 5**.

Tableau 5. Spécifications techniques de la justesse en orientation telles que rapportées par les fabricants

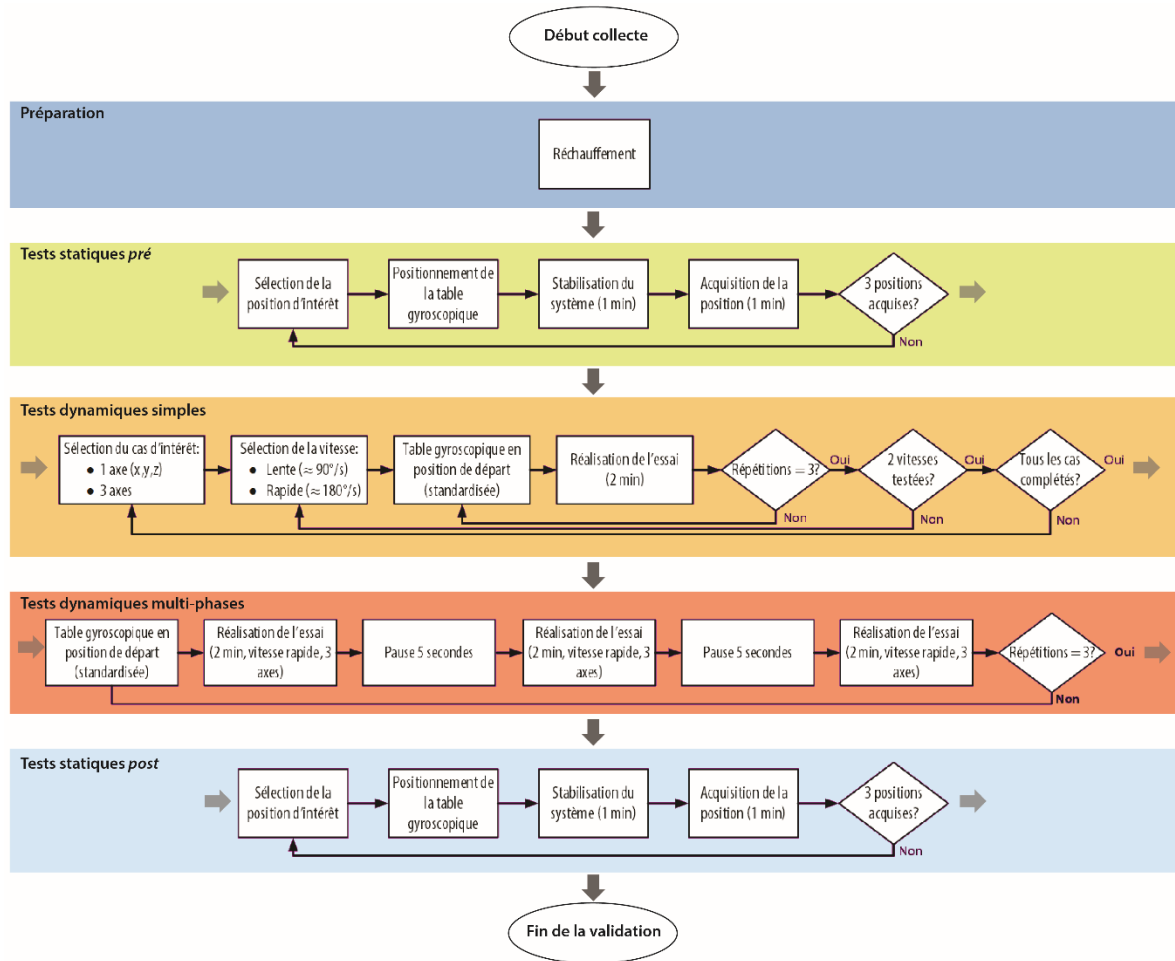
CENTRALE INERTIELLE	JUSTESSE STATIQUE		JUSTESSE DYNAMIQUE
	ROULIS & TANGAGE (I.E. <i>ROLL & PITCH</i>)	LACET (I.E. <i>HEADING</i>)	
Xsens MTx	< 0,5 °	< 0,5 ° ¹	2 ° RMS ²
APDM Opal	1,15 °	1,5 °	2,8 °
Inertial Labs OSv3	< 0,2 °	< 1,0 °	ND

¹ En environnement magnétiquement homogène.

² Lorsque le filtre est stabilisé.

Concrètement, quatre modules d'un même type furent solidement fixés et alignés au centre de la table gyroscopique. Suite à une période de réchauffement de 5 minutes composée de rotations lentes permettant l'échauffement de l'électronique, une série d'essais furent réalisés, selon un protocole standardisé. Ces essais incluaient une série de positions statiques (3 avant les tests dynamiques, 3 après), des essais de 2 minutes avec rotation 1 axe et 3 axes, réalisés à différentes vitesses (c.-à-d. vitesse lente, soit ≈ 90 °/s et vitesse rapide, correspondant à ≈ 180 °/s) et finalement, un test de 12 minutes, incluant 3 phases dynamiques séparées par un temps de pause de durée variable. Le schéma suivant résume l'ensemble du protocole standardisé décrit ci-dessus.

Figure 5. Protocole d'évaluation de la validité de la mesure d'orientation issue de centrales inertielles en conditions contrôlées



La justesse absolue, soit l'habileté à mesurer le changement d'orientation d'un segment dans le temps, est évaluée en comparant le changement d'orientation mesuré par une centrale inertielle à celui détecté par le système étalon. La justesse relative, définie comme la capacité à évaluer le changement d'orientation relative entre deux centrales inertielles est évaluée en comparant l'orientation relative estimée à une valeur de référence nulle puisque les centrales inertielles sont apposées sur une plaque rigide. Les articles suivants reprennent en détail la méthodologie, les variables et décrivent les résultats obtenus.

5.1.1 Article 1

Inertial Measures of Motion for Clinical Biomechanics: Comparative Assessment of Accuracy under Controlled Conditions—Effect of Velocity

Auteurs de l'article : Karina Lebel, Patrick Boissy, Mathieu Hamel, Christian Duval

Statut de l'article : Publié dans PLOS one

Lebel, K., Boissy, P., Hamel, M. & Duval, C. (2013). Inertial Measures of Motion for Clinical Biomechanics: Comparative Assessment of Accuracy under Controlled Conditions—Effect of Velocity. *PLoS ONE*, 8 (11) : e79945. doi:10.1371/journal.pone.0079945

Avant-propos : L'expérience a été principalement conçue et développée par madame Lebel. L'exécution de la collecte de données et des analyses était également sa responsabilité. Finalement, madame Lebel a écrit le manuscrit en question. Tout au long de ce travail, l'équipe de direction ainsi que monsieur Hamel l'ont appuyée.

Préface : Tel que mentionné dans l'introduction à cet objectif, la majorité des études de validation rapportée dans la littérature ont été effectuées à partir du système inertiel MTx de Xsens. Toutefois, le système IGS-180 de Synertial incorporant les CI OSv3 de Inertial labs avait déjà été sélectionné pour la tenue de l'ensemble des volets de l'étude EMAP, étude mère à ces projets de doctorat. Ainsi, il semblait de prime abord requis de connaître les limites de ce système, mais également de déterminer si les limites établies dans la littérature sont valables pour plusieurs des CI commercialement disponibles pour la biomécanique clinique. L'article qui suit fait donc état des résultats de cette étude de validité de la mesure d'orientation issue de CI réalisée en conditions contrôlées.

Résumé :

La mesure inertielle du mouvement émerge de plus en plus comme une alternative intéressante aux systèmes traditionnels de capture du mouvement pour la biomécanique. Toutefois, la justesse de la mesure est toujours à explorer. Cette étude vise donc à : (1) décrire la justesse absolue et relative de multiples modules de centrales inertielles disponibles sur le marché à travers divers mouvements ; et (2) évaluer l'effet de la vitesse sur cette justesse. Pour ce faire, une table gyroscopique est utilisée afin de générer les conditions contrôlées

requis pour vérifier la validité de critère. Les modules, attachés au centre de la table gyroscopique, sont soumis à une variété de conditions tant statiques que dynamiques. La justesse absolue est déterminée en comparant l'orientation mesurée par les centrales inertielles avec la mesure d'orientation provenant d'un système optoélectronique de capture du mouvement, la mesure étalon. La justesse relative est évaluée en analysant la variation de la mesure d'orientation relative entre deux modules pendant un essai. Les résultats démontrent une bonne justesse absolue en statique (erreur moyenne $< 0,5^\circ$) ainsi qu'un niveau de justesse absolue cliniquement acceptable pendant les mouvements lents (erreur moyenne entre $0,5^\circ$ et $3,1^\circ$). La justesse relative, quant à elle, varie de 2° à 7° selon le système évalué et le type de rotation effectué, toujours pendant les mouvements lents. Finalement, une augmentation de la vitesse de rotation s'est avérée détériorer la justesse tant absolue que relative de façon statistiquement significative ; l'étendue de ces effets varie d'un système et d'une condition à l'autre. Ces résultats démontrent qu'en statique, la justesse des mesures d'orientation dépend de l'habileté des différentes centrales inertielles à localiser le même référentiel global en tout temps. En dynamique, la justesse absolue et relative des mesures d'orientation varie également selon les conditions du mouvement effectué. En conclusion, les résultats de cette étude suggèrent que les systèmes inertiels de capture du mouvement disponibles sur le marché peuvent être considérés pour la mesure d'orientation dans un contexte de biomécanique clinique, bien qu'une certaine attention doive être portée aux conditions d'utilisation.

Reproduction :

Cet article est distribué selon les termes de la version 3.0 de la licence de Creative Commons (<http://creativecommons.org/licenses/by/3.0/>) qui permet, sans restriction, l'utilisation, la distribution et la reproduction sur tout support, tant que les auteurs et les sources sont reconnus. Toutefois, de légères modifications ont été apportées à la version publiée du manuscrit, et ce, afin de répondre à un commentaire du jury. Ces modifications n'engagent que la responsabilité de l'étudiante.

Abstract

Background: Inertial measurement of motion with Attitude and Heading Reference Systems (AHRS) is emerging as an alternative to 3D motion capture systems in biomechanics. The objectives of this study are: 1) to describe the absolute and relative accuracy of multiple units of commercially available AHRS under various types of motion; and 2) to evaluate the effect of motion velocity on the accuracy of these measurements. **Methods:** The criterion validity of accuracy was established under controlled conditions using an instrumented Gimbal table. AHRS modules were carefully attached to the center plate of the Gimbal table and put through experimental static and dynamic conditions. Static and absolute accuracy was assessed by comparing the AHRS orientation measurement to those obtained using an optical gold standard. Relative accuracy was assessed by measuring the variation in relative orientation between modules during trials. **Findings:** Evaluated AHRS systems demonstrated good absolute static accuracy (mean error $< 0.5^\circ$) and clinically acceptable absolute accuracy under condition of slow motions (mean error between 0.5° and 3.1°). In slow motions, relative accuracy varied from 2° to 7° depending on the type of AHRS and the type of rotation. Absolute and relative accuracy were significantly affected ($p < 0.05$) by velocity during sustained motions. The extent of that effect varied across AHRS. **Interpretation:** Absolute and relative accuracy of AHRS are affected by environmental magnetic perturbations and conditions of motions. Relative accuracy of AHRS is mostly affected by the ability of all modules to locate the same global reference coordinate system at all time. **Conclusions:** Existing AHRS systems can be considered for use in clinical biomechanics under constrained conditions of use. While their individual capacity to track absolute motion is relatively consistent, the use of multiple AHRS modules to compute relative motion between rigid bodies needs to be optimized according to the conditions of operation.

Keywords : AHRS, IMU, MIMU, MARG, Inertial Sensors, Attitude and Heading Reference System, 3D orientation tracking

Introduction

Mobility is a fundamental part of self-care activities and instrumental activities of daily living within an individual's place of residence or the community. It is achieved through coordinated physiological and mechanical interactions between bones, muscles, ligaments and joints under the control of the central and peripheral nervous systems. With aging and disease, balance, strength, joint health, motor coordination and cognitive processing can be affected and introduce mobility impairments. Mobility impairments can take many forms (difficulty in kneeling, sitting down, rising, standing, walking, and /or climbing stairs) that have functional impacts in everyday life.

The evaluation of mobility impairments is the key to many clinical practices in the field of orthopaedics, neurology, geriatrics and rehabilitation. From the determination of the appropriate intervention to assessing changes related to this intervention, outcomes related to the measurement of mobility impairments are used across the continuum of care. Traditionally, mobility impairments are measured using self-report questionnaires, performance-based clinical tests or with instrumented techniques such as 3D capture of joint motion with optical or magnetic tracking systems. 3D capture of joint motion with optical or magnetic tracking systems is expensive, complex to configure and operate for clinicians but offer highly accurate tracking within a given volume [1]. Accurate tracking is, however, limited to a specific motion capture volume with either a clear line of sight between multiple cameras and the markers used for the optical systems, or without any ferrous elements to minimize magnetic tracker distortion for the magnetic tracking systems. Furthermore, the motion capture volume is generally constrained in space and the equipment (camera, transmitter and receiver) has to be positioned optimally in the environment to obtain this accuracy.

In the field of biomechanics, inertial measurements of motion [2] is emerging as an alternative to optical or magnetic 3D motion capture systems for the measurement of mobility impairments [3-6]. The inertial measurement of motion relies upon the determination of an absolute orientation expressed in a global coordinate system, based on gravity and magnetic North. To do so, such systems make use of data from inertial sensors (accelerometers, gyroscopes and magnetometers) which, combined with a fusion algorithm (e.g. Kalman

filter), allows the determination of the global orientation of the module. The merge of three types of inertial sensors with a fusion algorithm is referred to as Attitude and Heading Reference Systems (AHRS). By attaching an AHRS module on a limb, one can determine the orientation of that limb in a global reference. Analysis of orientation variations can, for example, be used to analyse trunk kinematics [7]. If two limbs have AHRS modules attached to them, it is then possible to reconstruct the kinematics of joint motion for a specific joint. Ferrari et al. [5] used multiple AHRS to measure gait parameters, mainly hip, knee and ankle joint angles during normal walk while Cutti et al. [4] developed a protocol that measures the scapulothoracic, humerothoracic and elbow 3D kinematics, again using AHRS. One of the main interests of using AHRS in biomechanics is that it allows functional evaluation of motion in realistic environments and conditions with fewer operational constraints than optical or magnetic motion capture systems. Their long-term recording capabilities also allow the capture of changes and variability in motion in a given scenario (e.g. sustained walking with turning, stair ascend and descend over one floor, etc.).

While AHRS offer advantages over traditional methods of motion capture for use in clinical biomechanics, they also have limitations, which haven't been extensively documented. The accuracy specifications provided by the manufacturers are presented with caveats and are undocumented, which raises a lot of questions. Are all the commercially available systems comparable? Can someone use these systems out of the box and trust the measurements? How are the measurements truly affected by environmental variations and specific motion?

Recent studies have explored the validity of AHRS under different contexts of use in biomechanics [4,5,7-14]. Picerno et al. [11] addressed the accuracy of AHRS by evaluating the consistency of multiple modules in determining their orientation with respect to a common and invariant global frame, using 9 IMUs aligned and fixed on a Plexiglas plank. The authors concluded that the IMUs tested defined their orientation differently, with a worst-case discrepancy measured of 5.7° under different static conditions. Cutti et al. [13] again used a rigid plate with four modules. A series of static and dynamic acquisitions were performed, and orientation errors for each pair of modules were computed. The effect of velocity and direction of rotation on precision was then assessed, revealing a worst-case orientation error of 5.4° and 11.6° for mean rotation velocities of $180^\circ/\text{s}$ and $360^\circ/\text{s}$

respectively. Brennan et al [12] used an instrumented Gimbal modelling of a right knee to assess accuracy of a pair of IMU. Comparing the inertial measurement with a potentiometer gold standard, they identified root-mean-square errors of 3.2° for flexion/extension, 3.4° for abduction/adduction and 2.9° for internal/external rotation. Although this setup considered the IMUs in their context of use and that the Gimbal was built to minimize alignment errors, it is again based on manually controlled, un-reproducible conditions and does not allow differentiating between absolute and relative errors, i.e. single module measurement error versus global reference discrepancies.

Most of those validity studies were performed on a single type of system at a time, in so-called ‘clean’ environments, and procedures varied from one study to the other, making it very hard to compare the different conclusions. The scope of the present study is therefore to characterize the criterion validity of different types of market-available AHRS using a controlled bench test with an optical motion analysis system as gold standard. Specifically, the objectives of this paper are: 1) to describe and to compare the absolute and relative accuracy of multiple units of three different types of AHRS systems under various types of motion; and 2) to evaluate the effect of motion velocity on the accuracy of these measurements.

Materials and Methods




Attitude and Heading Reference Systems (AHRS)

The development of AHR systems has been growing rapidly in the last three years in terms of research publications and commercialization of new systems and algorithms. The current study considers three market-available AHRS systems for biomechanics from established companies (Xsens [15], Inertial Lab [16], APDM [17]). The selected systems all integrate 3-D accelerometers, 3-D gyroscopes and 3-D magnetometers within each sensing unit or module as well as a fusion algorithm allowing orientation data to be computed from the sensors measurements. Figure 1 illustrates the different AHRS systems and the accuracy of the orientation data under different conditions of use for each AHRS system, as marketed by the manufacturers. The selected AHRS systems were purchased independently, at market price, in the last three years by the researchers as part of on-going research projects. Prior to

testing, each manufacturer was contacted with a list of the material to be used, the detailed configuration selected, the firmware and software information and the procedure established for their system in order to make sure the results obtained reflect reality and best use of their system. Later, a subset of the data was sent to each company to ensure proper tuning properties were selected for the Gimbal use case scenario (see Bench Test Apparatus below).

The first system considered is the MTx from Xsens [15]. MTx modules, as shown in Figure 1 (A), connect to an Xbus Kit, which communicates wirelessly to a receiver linked to a PC. Data acquisition was performed at 100Hz using MT Manager Version 1.7.0 configured for human motion, as suggested by the manufacturer. The second system is the Opal modules from APDM [17]. The OPAL modules are wireless and communicate through an access point connected to a PC. Part (B) of Figure 1 shows the OPAL modules and their peripheral equipment. Data acquisition was performed at 128Hz with Motion Studio v. 1.0.0.201204181627. Motion studio did not have at the time specific settings to adjust for the environment or motion recorded. The third system to be characterized is the OSv3 from Inertial Labs [16]. The specific modules used were initially incorporated within a motion capture suit, the IGS-180 commercialized by Animazoo [18]. For the purpose of the study, a branch of four OSv3 modules was extracted from the suit. Those modules were used for the characterization study along with a MPU in which the different branches of sensors connect. Figure 1 (C) illustrates the equipment used for this part of the study. Data was acquired using Animaserver version 10.4 at 60Hz and later reprocessed following an update of the SDK library (v. 2.0.1.4703). This updated SDK library came with a list of scenarios from which to choose from in order to configure the fusion algorithm. Upon recommendation from the manufacturer, human motion scenario was selected.

Figure 1. Selected Systems (A) MTx from Xsens (B) APDM Opal and (C) OSv3 from Inertial Labs. AHRS Systems and their Advertised Technical Specifications: (A) Xsens MTx, (B) APDM Opal, and (C) Inertial Labs OSv3.

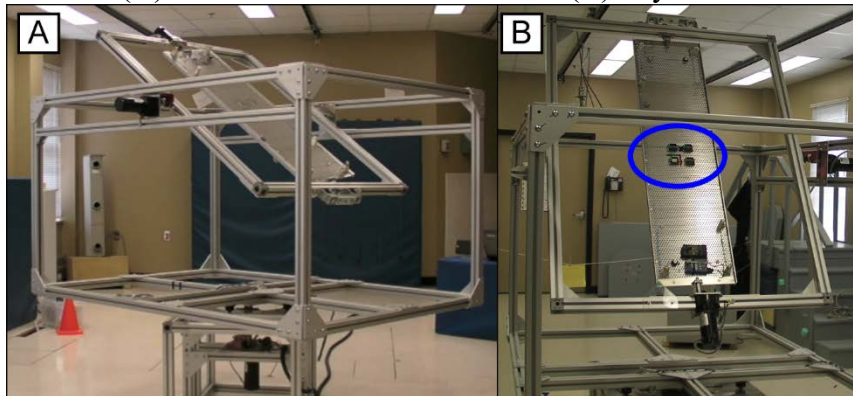
A 	<p>Xsens MTx</p> <table> <tr> <td>Static Accuracy (roll & pitch)</td><td>$< 0.5^\circ$</td></tr> <tr> <td>Static Accuracy (heading)</td><td>$< 1^\circ$¹</td></tr> <tr> <td>Dynamic Accuracy</td><td>2° RMS²</td></tr> <tr> <td>Angular Resolution</td><td>0.05°³</td></tr> </table> <p>¹ in homogeneous magnetic environment ² under condition of a stabilized Xsens sensor fusion algorithm ³ 1σ standard deviation of zero-mean angular random walk</p>	Static Accuracy (roll & pitch)	$< 0.5^\circ$	Static Accuracy (heading)	$< 1^\circ$ ¹	Dynamic Accuracy	2° RMS ²	Angular Resolution	0.05° ³
Static Accuracy (roll & pitch)	$< 0.5^\circ$								
Static Accuracy (heading)	$< 1^\circ$ ¹								
Dynamic Accuracy	2° RMS ²								
Angular Resolution	0.05° ³								
B 	<p>APDM Opal</p> <table> <tr> <td>Static Accuracy (roll & pitch)</td><td>1.15°</td></tr> <tr> <td>Static Accuracy (heading)</td><td>1.5°</td></tr> <tr> <td>Dynamic Accuracy</td><td>2.8°</td></tr> </table>	Static Accuracy (roll & pitch)	1.15°	Static Accuracy (heading)	1.5°	Dynamic Accuracy	2.8°		
Static Accuracy (roll & pitch)	1.15°								
Static Accuracy (heading)	1.5°								
Dynamic Accuracy	2.8°								
C 	<p>Inertial Labs OSv3</p> <table> <tr> <td>Static Accuracy (roll & pitch)</td><td>$\leq 0.2^\circ$</td></tr> <tr> <td>Static Accuracy (heading)</td><td>$\leq 1^\circ$</td></tr> <tr> <td>Angular Resolution</td><td>$\leq 0.01^\circ$</td></tr> </table>	Static Accuracy (roll & pitch)	$\leq 0.2^\circ$	Static Accuracy (heading)	$\leq 1^\circ$	Angular Resolution	$\leq 0.01^\circ$		
Static Accuracy (roll & pitch)	$\leq 0.2^\circ$								
Static Accuracy (heading)	$\leq 1^\circ$								
Angular Resolution	$\leq 0.01^\circ$								

Bench Test Apparatus

In order to enable for AHRS comparison, the experimental setup considered controlled motion (speed and direction) in a standardized tests scenario. The validity criterion of the accuracy of the different AHRS was therefore established independently under controlled conditions using an instrumented bench test (Figure 2). The bench test is comprised of a 3-axes Gimbal table which allows single or multi- axes trajectories of motions for a payload attached to the center plate. Motion is commanded in velocity and is limited to $360^\circ/\text{s}$ per axis. The table is entirely made of aluminum and was designed to minimize the impact of electromagnetic fields induced by motors. The Gimbal table was positioned within a typical clinical biomechanical environment (i.e. gait lab of the Research Centre on Aging, at the

CSSS-IUGS hospital). While the space is not optimized for electromagnetic field variations, a minimum clearance of 2m was established between the center of the Gimbal table and any ferrous material (cabinets, beam...) [19], except for the ferrous material comprised within the Gimbal table motors which was located a minimum of 0.5m away. The impact of both the permanent magnets of the motors and the magnetic field induced with the motor powered-on were verified experimentally, and were shown to be within magnetometers' noise level at 0.4m.

Figure 2. Bench Test Apparatus and Optical Marker Setup.
(A) General Bench Test Overview (B) Payload



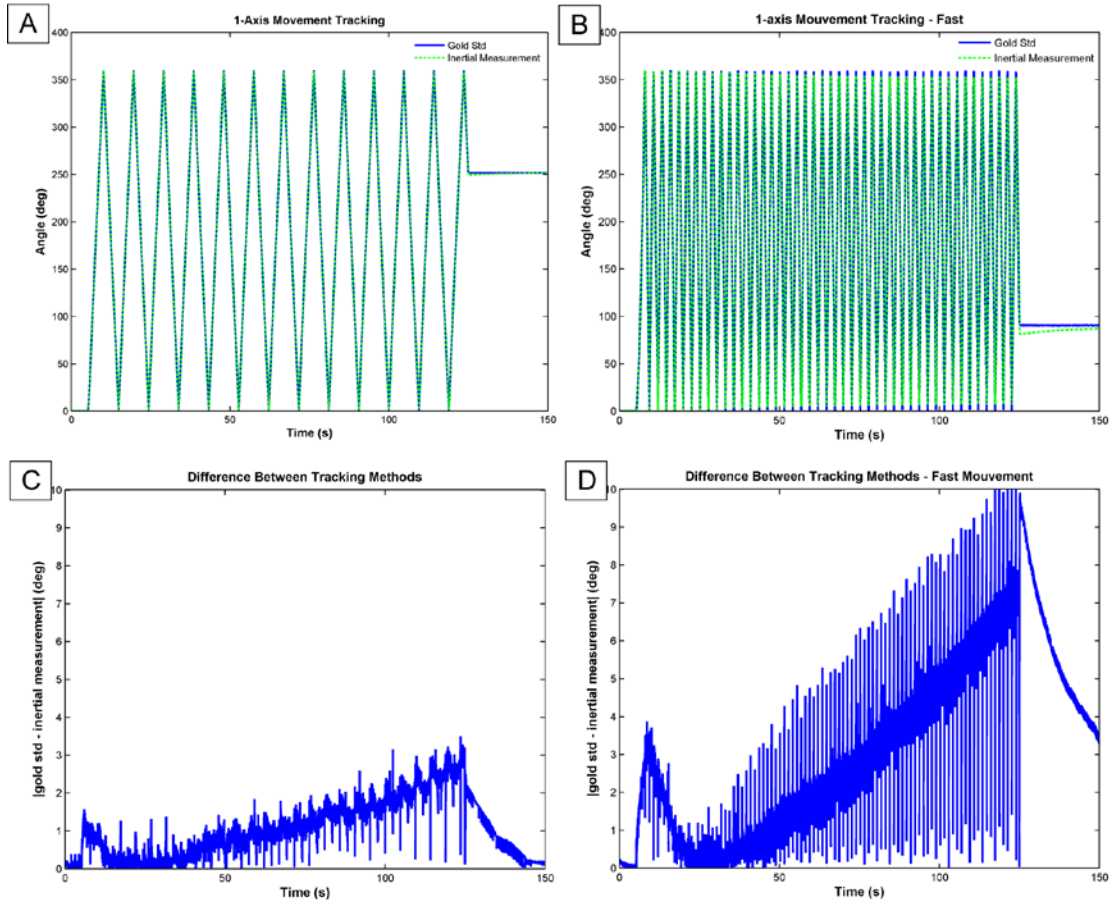
Experimental Protocol

Each system was evaluated separately on the Gimbal table, using a standardized protocol. Specifically, four modules from the same company were carefully attached to the center plate of the Gimbal table and visually aligned as shown in Figure 2. For each system, a warm-up period in which modules were rotated in all directions, at slow speed, was performed prior to official data collection in order to warm-up the electronics. Experimental conditions included static positions conditions, 1-axis trajectories (slow and fast) as well as 3-axes trajectories (slow and fast) dynamic conditions. Slow and fast velocities were fixed to about $90^\circ/\text{s}$ and $180^\circ/\text{s}$. Static positions conditions were recorded in two stages (three prior to the dynamic trials sequence and three afterwards). At each position, a 20s stabilization period was granted to ensure that the dynamic part of the movement did not interfere with the measurement. Mean orientation was computed over the following 30s. For each dynamic condition, three trials were performed. The start-up position of the AHRS during dynamic trials was standardized so to minimize possible effect of inertia on the trials' repeatability. Furthermore, dynamic trials all considered an initial 5s stabilization period followed by a 2

minutes dynamic motion at commanded speed. The effect of velocity on accuracy was evaluated using the first dynamic 30s of the appropriate trials.

Figure 3 illustrates an overview of the motion captured by an AHRS module compared to the gold standard. The motion described in this figure corresponds to a 1-axis rotation performed at two different speeds. For slow movement (part A of the figure), both curves seem to be following each other. However, a closer look specifically at the peaks of the curves showed a slight difference between the two curves, which increased as time passed. This difference is illustrated in part C of that same figure. The right part of that same figure compares the AHRS tracking versus gold standard for that same 1-axis movement performed at higher speed. The graphic shows a more important difference between the two curves, which suggests an effect of velocity on accuracy.

Figure 3. Orientation Tracking Overview. Orientation tracking with AHRS system and optical gold standard during single axis motion along with the computed error. Gimbal Table velocity at $\approx 90\text{deg/s}$ (A and C) and $\approx 180\text{deg/s}$ (B and D).



Data Reduction for Orientation Accuracy Evaluation

Measure of accuracy

Traditionally, movement is expressed in Euler angles as this representation is more intuitive and close to biomechanical models used to describe human motions. However, such 3D analysis strategy, just like any other 3D representation, is highly dependent upon the accuracy of the biomechanical model used to derive the proper reference frame and/or upon alignment. This study therefore proposed to directly consider the global range of motion on segmented movement, making the measurement independent of any biomechanical model. This global approach allows characterization of the AHRS modules orientation, tracking performance while removing alignment protocol uncertainties. It also does not assume a constant inertial frame throughout the movement (for comparison with gold standard).

The AHRS orientation at time t is therefore expressed in terms of the standardized trial's AHRS initial orientation, using quaternions. Then, one can compare global range of motion (ROM) measured by each of the AHRS module to a gold standard. The underlying assumption regarding the equivalence of movement between the modules and the Gimbal's center plate is considered reasonable, as the latter was designed rigidly to minimize its deformation. A quaternion is an angle-axis representation of the attitude of a rigid body; represented using a four-component vector which redundancy ensures avoidance of singularities [20]. Global ROM can be computed directly from the first component of the quaternion. From the definition of quaternion:

$$\underline{q} = \begin{bmatrix} q0 \\ q1 \\ q2 \\ q3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos(\phi/2) \\ a_x \sin(\phi/2) \\ a_y \sin(\phi/2) \\ a_z \sin(\phi/2) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \eta \\ \underline{\varepsilon} \end{bmatrix}, \text{ where } \eta = \cos(\phi/2) \text{ and } \underline{\varepsilon} = \underline{a} \sin(\phi/2)$$

$$\therefore ROM, \phi = 2a \cos(q0)$$

Measure of absolute accuracy

Absolute accuracy refers to the ability of a module to measure a change in orientation resulting from continuous movement or a change between static positions. Absolute accuracy was assessed by comparing the AHRS orientation measurement to those of a gold standard. For this study we used the Optotrak optical motion capture system from Northern Digital

[21] as a gold standard. According to the manufacturer, the accuracy of the Optotrak 3020 position sensor is 0.1mm for x,y coordinates and 0.15mm for z coordinates at a distance of 2.25m. The center plate of the Gimbal table was instrumented with 16 active markers from which a rigid body was built, considering a set of pre-determined constraints. These markers were tracked using 4 Optotrak camera sensors which positions were optimized so to derive the orientation of the rigid body with a worst-case precision estimated to 0.7° based on Monte Carlo analysis. Gold standard data acquisition was done through NDI First Principle v.1.2.4, at a frequency of 100Hz. Then, AHRS data were resampled, if required, and synchronized to the reference data in post-processing using cross-correlation principal and visual confirmation. All data processing was performed in Matlab® (v.7.12.0.635 (R2011a) from MathWorks).

The accuracy of AHRS was assessed by computing the mean difference in the ROM measured by the inertial system and the gold standard, hereafter referred to as $\overline{ROM_d}$. Each condition was repeated three times and measured simultaneously by four modules of the same type; hence 12 measurements are issued per condition. A Wilcoxon signed-rank test was used to evaluate the impact of velocity on the precision of the measurements, per condition. Then, following verification of the normality of the data using Kolmogorov-Smirnov test, a numerical appreciation of the impact of velocity on data precision was computed using limits of agreement [22] with a 95% confidence interval.

Measure of relative accuracy

AHRS modules for biomechanical applications are often used in pairs to measure relative motion at a joint. In addition to considering the ability of the involved modules to measure the same amplitude of motion when submitted to equivalent motion, relative accuracy also considers the ability of different AHRS modules to express this movement in a matching reference frame. In other words, if two AHRS modules aligned on a plane undergo the exact same movement at the same time, their relative orientation should remain the same throughout the movement. On a sensor level, one could talk about inter-sensor consistency. However, since such consistency can translate directly into a biomechanical measurement accuracy (i.e. joint angle accuracy), the authors preferred to use the term “relative accuracy”. Relative accuracy can therefore be assessed by measuring the variation of the relative

orientation between modules during the different trials. The variable defined for relative accuracy is therefore the mean variation in the relative orientation for a pair of modules, hereafter referred to as $\overline{\Delta OR_d}$. Statistical analysis strategy for relative accuracy follows the same logic as for absolute accuracy, but considering the 6 pairs of modules available for each trial, hence 18 measurements per condition.

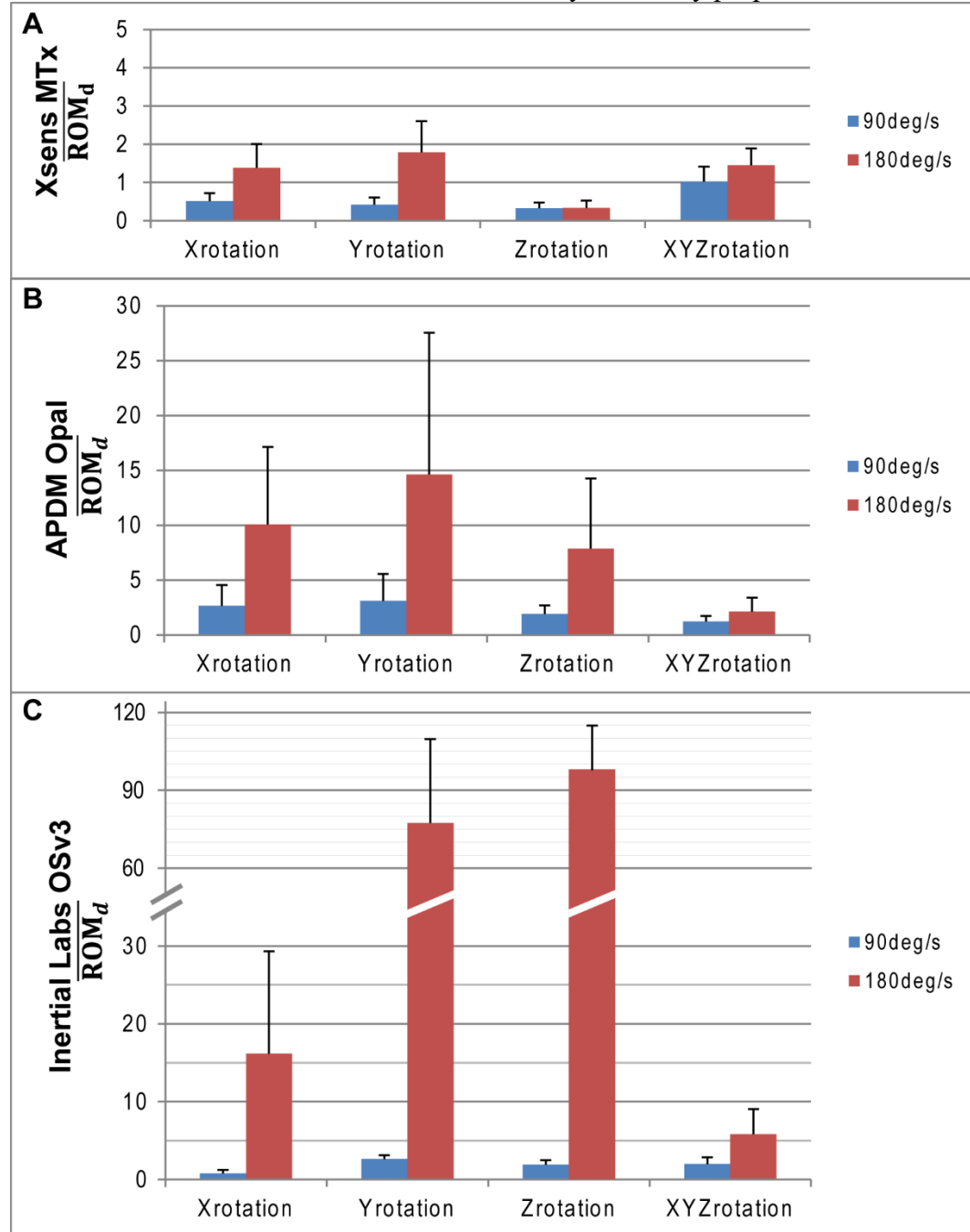
Results

Absolute accuracy during static and dynamic conditions

The absolute accuracy of the measures of orientation changes between consecutive static positions was evaluated by analyzing the limits of agreement of the changes measured by the AHRS modules (4 modules per company * 4 trials = 16 measures) to the changes measured by the gold standard using the Bland and Altman method with a 95% confidence level [22]. Overall, all three AHRS systems (Xsens MTx, APDM Opal, Inertial Labs OsV3) performed similarly in terms of absolute accuracy under static conditions. Mean differences in orientation changes measured between AHRS data and the gold standard was $-0.3^\circ \pm 2.8^\circ$ for Xsens MTx, $-0.01^\circ \pm 2.9^\circ$ for APDM Opal and $-0.5^\circ \pm 3.3^\circ$ for Inertial Labs OsV3.

The differences between orientation measures for all three AHRS systems compared to the gold standard evaluated at different speeds of motion during single and multi-axis motions in the Gimbal table are illustrated in Figure 4. Averages and standard deviations are computed from twelve 30-second trials (4 AHRS modules per company * 3 trials). Under uni-axial slow motion ($90^\circ/\text{s}$), differences in orientation measures between the AHRS systems and the gold standard were, on average, less than 0.5 degrees for AHRS modules from one company (0.5° around x, 0.4° around y and 0.3° around z for Xsens MTx) and slightly higher for the other two companies (0.8° around x, 2.6° around y and 1.9° around z for Inertial Labs OsV3; 2.6° around x, 3.1° around y and 1.9° around z for APDM Opal). Differences in orientation measures between the AHRS systems and the gold standard were similar for all AHRS system under multi-axial slow motions then uni-axial slow motions (1.0° for Xsens MTx; 2.0° for Inertial Labs OsV3; 1.2° for APDM Opal).

Figure 4. Absolute Accuracy in Dynamic Conditions. Absolute Accuracy in Dynamic Condition for (A) Xsens MTx, (B) APDM Opal and (C) Inertial Labs OSv3. *Standard deviation is illustrated one-way for clarity purpose.



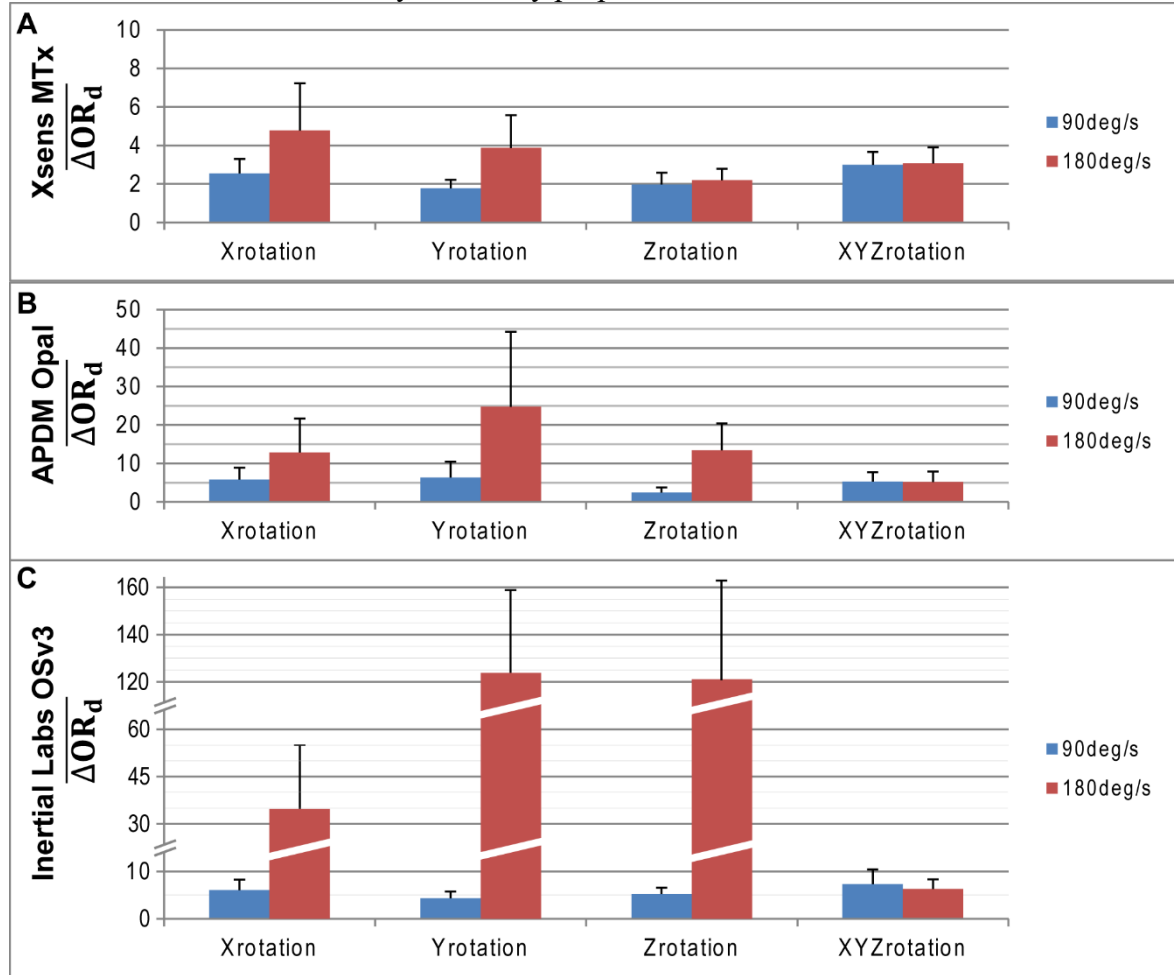
For uni-axial dynamic trials at high speed (i.e. 180°/s) the differences in orientation measures between the AHRS systems and the gold standard were significantly higher than those

observed at slow motion. However, the impact of the speed of motion was also significantly less during multi-axis dynamic trials than single axis dynamic trials at high speed. AHRS modules from two of the three companies were incapable of tracking the orientation of the module with accuracy below 7 degrees during single axis or multi-axis motions at high speed, with AHRS modules from one company clearly diverging after few cycles (Inertial Labs OsV3).

Relative accuracy during dynamic conditions

The mean relative accuracy computed for all AHRS systems under single and multi-axis motions in the Gimbal table are illustrated in Figure 5. Results show that differences in orientation, when evaluated using pairs of modules, increases in comparison to those reported for absolute accuracy relative to gold standard under conditions of slow or fast motions (Figure 4). In slow motion, relative accuracy varied from 2 degrees to 7 degrees depending on the system and the rotation orientation (2.5° for x-rotation, 1.8° for y-rotation, 2.0° for z-rotation and 3.1 for multi-axes rotation for Xsens MTx; 5.8°, 6.3°, 2.5°, 5.3° for x, y, z and multi-axes respectively for APDM Opal; 6.1°, 4.3°, 5.3° and 7.3° for x, y, z and multi-axes rotation for Inertial Labs OsV3). Under fast motions, the best performance in mean relative accuracy was obtained with Xsens MTx modules, which have shown a precision between 2 and 5 degrees. Relative accuracy for other AHRS modules in conditions of single axis fast motions was highly variable with mean accuracy ranging between 12 degrees to 25 degrees for APDM Opal while Inertial Labs OsV3 diverged after a few cycles of single-axis fast motion. Under multi-axis conditions of motion, mean relative accuracy of all AHRS systems was less than 6.5 degrees (3.1° for Xsens MTx; 5.2° for APDM Opal; 6.3° for Inertial Labs OsV3).

Figure 5. Relative Accuracy in Dynamic Conditions. Relative Accuracy in Dynamic Conditions for (A) Xsens MTx, (B) APDM Opal and (C) Inertial Labs OSv3. *Standard deviation is illustrated one-way for clarity purpose.



Effect of velocity

Significant differences ($p < 0.05$, Wilcoxon signed-rank test) in absolute accuracy with respect to the gold standard were observed when comparing orientations measured under condition of slow movement versus conditions of fast movement for all but one direction of motion (Table 1). The impact of the change in velocity on absolute accuracy of AHRS modules was computed by establishing mean limits of agreement between mean differences observed under condition of slow movement's versus conditions of fast movement for each company and each direction of movement. The mean values for the limits of agreement between conditions are listed in Table 1. The impact of changing the velocity of motions on the absolute accuracy varied across conditions and AHRS systems. Xsens MTx modules

remained relatively stable with a mean difference in accuracy due to velocity below 1.4° for a cyclic movement of 30 seconds. APDM Opal AHRS modules showed differences in mean accuracy due to velocity varying from 5.9 to 11.5 degrees for single axis motions, and less than one degree for multi-axis motion. The effect of velocity for single axis motion is above 15° in the case of Inertial Labs OSv3 modules due to the observed divergence of orientation data. However, the mean difference between slow and fast mean multi-axes motion is 3.8° .

Table 1. Effect of Velocity on Absolute Accuracy and Relative Accuracy

	Xsens MTx		APDM Opal		Inertial Labs OSv3	
	ABSOLUTE ACC.	RELATIVE ACC.	ABSOLUTE ACC.	RELATIVE ACC.	ABSOLUTE ACC.	RELATIVE ACC.
<i>X rotation</i>	$*0.9^\circ \pm 1.2^\circ$	$*2.2^\circ \pm 4.4^\circ$	$*7.4^\circ \pm 10.7^\circ$	$*7.0^\circ \pm 12.9^\circ$	$*15.4^\circ \pm 26.7^\circ$	$*28.8^\circ \pm 43.6^\circ$
<i>Y rotation</i>	$*1.4^\circ \pm 1.6^\circ$	$*2.1^\circ \pm 3.2^\circ$	$*11.5^\circ \pm 21.4^\circ$	$*18.4^\circ \pm 32.1^\circ$	$*74.2^\circ \pm 65.4^\circ$	$*119.4^\circ \pm 70.2^\circ$
<i>Z rotation</i>	$0.01^\circ \pm 0.3^\circ$	$0.2^\circ \pm 1.0^\circ$	$*5.9^\circ \pm 11.6^\circ$	$*11.0^\circ \pm 12.8^\circ$	$*96.0^\circ \pm 34.3^\circ$	$*116.0^\circ \pm 81.8^\circ$
<i>3-axes rotation</i>	$*0.4^\circ \pm 0.6^\circ$	$0.1^\circ \pm 1.6^\circ$	$*0.9^\circ \pm 2.1^\circ$	$-0.1^\circ \pm 4.3^\circ$	$*3.8^\circ \pm 7.1^\circ$	$-1.0^\circ \pm 7.0^\circ$

*Velocity effect on accuracy statistically significant with $\alpha=0.05$

The impacts of increased velocity on the relative accuracy were greater than those observed for absolute accuracy. While Xsens MTx modules have shown a mean difference in relative accuracy remaining below 2.2° regardless of the type of motion, APDM Opals presented a mean variation varying from 0.1° to 18.4° , and Inertial Labs OSv3 modules obtained a mean difference varying between 1.0° and over 100° , again explained by the divergence of the algorithm.

Discussion

Absolute and relative accuracy of AHRS systems are affected by environmental magnetic perturbations and conditions of motions. However, most AHRS validation studies published so far were conducted in a so-called “clean” environment where dynamic conditions were induced manually. While the latter limits trial reproducibility, the control over the magnetic environment certainly limits the inference on the accuracy conclusion to real-world conditions. This study attempts to overcome these limitations with the use of a 3-axes Gimbal table commanded in velocity to enhance trial reproducibility. Furthermore, this study was conducted in a regular biomechanical lab and the different systems were configured and used

according to the manufacturers' approved protocol. Although the environmental conditions are known to be perturbed to some extent, all systems were evaluated under the same conditions for reliable bench-marking.

The AHRS systems evaluated in this study demonstrated acceptable single and multi-axis absolute angular motion accuracy under conditions of slow motion but were affected by velocity dependent errors at sustained high-speed motions. In slow motions, all three AHRS systems have shown a mean absolute accuracy below 3.1° , regardless of the direction of motion ($< 1^\circ$ for Xsens MTx, $< 3.1^\circ$ for APDM Opals; $< 2.6^\circ$ for Inertial Labs OSv3). Xsens absolute accuracy results were within the manufacturer's claimed values, APDM was slightly higher, by 0.3° , while Inertial Labs OSv3 technical specifications do not mention any dynamic accuracy data. Evaluation of relative accuracy, however, has shown that use of multiple AHRS modules increases the error on the measurement. Such variation in absolute versus relative accuracy tends to confirm Picerno et al. [11] statement that accuracy is partly due to the ability of all modules to locate the exact same global reference coordinate system, regardless of the environmental magnetic perturbations.

From a clinical point of view, the results of this study demonstrate that all three systems could be suitable for clinical investigation of coarse biomechanical features of motion for a given segment during slow movements (e.g. trunk inclination during transfers from sitting to standing, knee range of motion during regular walk, etc...) but evaluation of more refined biomechanical features of fast segments (e.g. wrist monitoring during everyday tasks, sports biomechanics, etc.) would benefit from optimization of the fusion algorithm which relies greatly on the tuning of: (1) the fusion algorithm parameters; and (2) the magnetic compensation algorithm. Some companies address the former issue by providing different scenarios to choose from (e.g. human, human large acceleration, machine...). Although this approach is believed to help the filter's performance, it is not available for all systems and if so, the choice of the appropriate scenario is not always obvious. For example, manufacturers recommended using the "Human" scenario for two of the systems characterized in the present study involving the Gimbal table.

The fundamentals of AHRS offer great possibilities in biomechanics although the actual way of computing relative data assumes that the magnetic environment around the modules is

constant and equivalent. Current filtering practices attempt to recognize and compensate for variation in the magnetic environment relative to an “absolute” truth. However, the quality of the relative measurement does not necessarily rely on the ability of the module to locate the exact Earth’s magnetic North, but on the ability of the two modules to locate the same reference. Hence, the authors feel that a relative orientation filter could be a suitable approach. To the authors’ opinion, optimal use of AHRS system will therefore be achieved through more user-friendly approach of parameters tuning as well as more reliable magnetic compensation algorithm.

This paper also shows that velocity has a significant impact on both absolute and relative accuracy, regardless of the AHRS system considered, for almost any direction of rotation. However, the extent of this impact varies according to the system involved. A similar effect of velocity on Xsens data accuracy was also reported in [13] although the methods of evaluation, the chosen velocities as well as the duration of the trials were different. On a technical point of view, the impact of velocity can be attributed to the fact that the orientation data is not measured, but estimated. The nature of the fusion algorithm included within the different models of AHRS may vary, but the general principle remains. In all cases, some parameters must be adjusted to optimize the orientation estimation based on typical conditions of motion. When such conditions vary, the quality of the orientation estimation may be affected, as shown with the results of the present study. As far as the smaller effect of velocity observed on 3-axis trials is concerned, it may be in part explained by the improved information available to the fusion algorithm. Indeed, having a motion recorded on all axis increases the signal-to-noise ratio, which is believed to help the orientation estimation. On the other hand, generating a three-axis motion on the Gimbal table also slightly impacts the type of motion performed as changes in direction occur in such trial. At this stage, it is difficult to confirm which effect was predominant, although both seem to encourage the placement of AHRS to ensure as much as possible motion to be recorded on all axis. We intend to further evaluate the impact of the velocity effect and types of motion on biomechanical features evaluation in clinical settings.

The Gimbal setup allows performance comparison of different systems under controlled conditions as well as systems robustness assessment. However, the Gimbal table also

corresponds to extreme conditions for AHRS evaluation, as the imposed rotation is continuous while human motion can be assumed to have a zero-mean acceleration and angular speed over a certain period of time. As mentioned previously, this particularity of the Gimbal table may even explain the discrepancies observed between one-axis rotation accuracy versus multi-axes rotation accuracies. Furthermore, robustness of AHRS to such extreme conditions can also partly explain why Inertial Labs OSv3 modules diverge for high velocity 1-axis trials. Nevertheless, the Xsens MTx system has shown a greater robustness to velocity change and direction of movement than the other two systems. One possible explanation for these results is the configuration settings Xsens MTx modules allow. For the purpose of the current study, Xsens system was configured with appropriate information regarding the location of the experiment (i.e. Sherbrooke, Quebec, Canada) as well as the exact gravitational attraction corresponding to this location. These settings certainly improved the determination of the true global reference frame, enabling the correction of the angle between gravity vector and magnetic field. It is therefore believed to help the magnetic compensation algorithm. Furthermore, Xsens allows fusion algorithm tuning through the selection of pre-established scenarios (human motion, machine, etc.). These settings are believed to adjust the different algorithm tuning parameters to enhance the performance according to the type of movement and environment the modules will be used in. Inertial labs OSv3 also has some sort of scenario settings although the addition of such scenarios is fairly recent and is therefore believed to be not as tuned as Xsens' scenarios.

Conclusion

The main objectives of this paper were to provide an independent evaluation of market-available systems performance and to determine the ability of those systems to be used in biomechanics. The mean 3° accuracy reported in this study for slow motion allows the author to conclude that AHRS is truly an attractive solution for mobility evaluation, especially when considering their lightweight, portable and low-energy consumption characteristics. These features make AHRS modules good candidates for long-term real life mobility evaluation, although effect of time on the accuracy of the measures will need to be evaluated. The variation in the accuracy results illustrated in this paper together with the demonstrated impact of velocity on this accuracy clearly raise the importance to carefully choose the

appropriate AHRS system that suits the study's needs. However, accuracy may also relate to extensive settings or configuration procedures. Hence, when selecting an AHR system, one should clearly consider (1) the static and/or dynamic accuracy of the system, (2) the ergonomics of the system (e.g. wired vs wireless, size of modules, single-segment evaluation vs full-body kinematics...) and (3) the ease of configuration and use of the system. We have no reasons to believe that the differences in hardware configuration between the AHRS played a significant role in the differences observed in this study. So, changes in the fusion algorithm implementation and tuning could greatly improve the performance of less performing systems.

Furthermore, this study described the performance and limits of the different market-available systems under controlled conditions. However, the Gimbal table can truly be seen as a torture table for AHRS as the movement is continuous as opposed to human motion which can be assumed to have a zero-mean acceleration and angular speed over a certain period of time. For example, one can wonder what will the impact be of the bad results seen for certain systems at high speed if such high speed is in fact limited to a fraction of a second. Furthermore, the Gimbal table being fixed in the lab, the current study evaluates the performance of the systems in a single but "unclean" magnetic environment. Future work should therefore aim at evaluating the extent of the velocity effect in clinical evaluation settings as well as environmental effects, using a specific protocol designed to measure those impacts.

Acknowledgments

The authors would like to acknowledge the contributions of Antoine Guillerand for his help on the Gimbal table and the Optotrak system during the experiments. This project was conducted as part of the research program of the EMAP group which members are Mandar Jog (Department of Clinical Neurological Sciences, Neurology, Schulich School of Medicine & Dentistry, University of Western Ontario), Mark Speechley (Department of Epidemiology and Biostatistics, University of Western Ontario), Anthony Karelis (Department of Kinesiology, UQAM), Claude Vincent (Department of Rehabilitation, Université Laval), James Frank (Faculty of Human Kinetics, University of Windsor) and Roderick Edwards (Department Mathematics and Statistics, University of Victoria).

References

1. Zhou H, Hu H (2008) Human motion tracking for rehabilitation-A survey. *Biomedical Signal Processing and Control* 3: 1-18.
2. Roetenberg D (2006) Inertial and magnetic sensing of human motion [Ph.D.]. Netherlands: Universiteit Twente (The Netherlands). 126-126 p. p.
3. Cutti AG, Ferrari A, Garofalo P, Raggi M, Cappello A (2010) 'Outwalk': A protocol for clinical gait analysis based on inertial and magnetic sensors. *Medical and Biological Engineering and Computing* 48: 17-25.
4. Cutti AG, Giovanardi A, Rocchi L, Davalli A, Sacchetti R (2008) Ambulatory measurement of shoulder and elbow kinematics through inertial and magnetic sensors. *Medical and Biological Engineering and Computing* 46: 169-178.
5. Ferrari A, Cutti AG, Garofalo P, Raggi M, Heijboer M, et al. (2010) First in vivo assessment of "outwalk": A novel protocol for clinical gait analysis based on inertial and magnetic sensors. *Medical and Biological Engineering and Computing* 48: 1-15.
6. Schulze M, Calliess T, Gietzelt M, Wolf KH, Liu TH, et al. (2012) Development and clinical validation of an unobtrusive ambulatory knee function monitoring system with inertial 9DoF sensors. *Conference Proceedings: Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine & Biology Society 2012*: 1968-1971.
7. Giansanti D, Maccioni G, Benvenuti F, Macellari V (2007) Inertial measurement units furnish accurate trunk trajectory reconstruction of the sit-to-stand manoeuvre in healthy subjects. *Medical and Biological Engineering and Computing* 45: 969-976.
8. Brodie MA, Walmsley A, Page W (2008) Dynamic accuracy of inertial measurement units during simple pendulum motion. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 11: 235-242.
9. Brodie MA, Walmsley A, Page W (2008) The static accuracy and calibration of inertial measurement units for 3D orientation. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 11: 641-648.
10. De Agostino M, Manzino AM, Piras M. Performances comparison of different MEMS-based IMUs; 2010. pp. 187-201.
11. Picerno P, Cereatti A, Cappozzo A (2011) A spot check for assessing static orientation consistency of inertial and magnetic sensing units. *Gait and Posture* 33: 373-378.

12. Brennan A, Zhang J, Deluzio K, Li Q (2011) Quantification of inertial sensor-based 3D joint angle measurement accuracy using an instrumented gimbal. *Gait and Posture* 34: 320-323.
13. Cutti AG, Giovanardi A, Rocchi L, Davalli A (2006) A simple test to assess the static and dynamic accuracy of an inertial sensors system for human movement analysis. *Conference proceedings : Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society IEEE Engineering in Medicine and Biology Society Conference* 1: 5912-5915.
14. Sessa S, Zecca M, Lin Z, Bartolomeo L, Ishii H, et al. (2012) A Methodology for the Performance Evaluation of Inertial Measurement Units. *Journal of Intelligent and Robotic Systems: Theory and Applications*: 1-15.
15. Xsens website. Available: www.xsens.com. Accessed 2013 October 10.
16. Inertial Labs website. Available: <http://www.inertiallabs.com>. Accessed 2013 October 10.
17. APDM website. Available: www.apdm.com. Accessed 2013 October 10.
18. Animazoo website. Available: www.animazoo.com. Accessed 2013 October 10.
19. de Vries WHK, Veeger HEJ, Baten CTM, van der Helm FCT (2009) Magnetic distortion in motion labs, implications for validating inertial magnetic sensors. *Gait and Posture* 29: 535-541.
20. Hathaway AS (2009) *A Primer Of Quaternions*. USA: Kessinger Publishing, LLC. 136 p.
21. Northern Digital website. Available: <http://www.ndigital.com/>. Accessed 2013 October 10.
22. Bland JM, Altman DG (1999) Measuring agreement in method comparison studies. *Statistical Methods in Medical Research* 8: 135-160.

5.1.2 Article 2

Inertial Measures of Motion for Clinical Biomechanics: Comparative Assessment of Accuracy under Controlled Conditions—Changes in Accuracy over Time

Auteurs de l'article : Karina Lebel, Patrick Boissy, Mathieu Hamel, Christian Duval

Statut de l'article : Publié dans PLOS one

Lebel, K., Boissy, P., Hamel, M. & Duval, C. (2015). Inertial Measures of Motion for Clinical Biomechanics: Comparative Assessment of Accuracy under Controlled Conditions—Changes in Accuracy over Time. *PLoS ONE*, 10 (3) : e0118361. doi:10.1371/journal.pone.0118361

Avant-propos : Ce manuscrit exploite les données provenant de la même étude que l'article précédent. Ainsi, madame Lebel était également responsable du développement et de la conception du protocole ainsi que de l'exécution de la collecte de données et des analyses.

Préface : Le premier article a permis non seulement de dresser un portrait de la justesse de la mesure d'orientation issue de différents types de CI commercialement disponibles pour la biomécanique clinique, mais également d'établir que l'effet de la direction du mouvement et de la vitesse de rotation sur la justesse sont partagés par toutes les CI évaluées. Afin de faciliter la comparaison des résultats avec ceux déjà rapportés dans la littérature, il avait été choisi de limiter les analyses aux premières 30 secondes des mouvements. Toutefois, la visualisation des essais démontrait une dégradation de la justesse dans le temps, laquelle semblait utile à rapporter considérant la variation potentielle de la durée des tâches exécutée lors d'évaluations cliniques. Ce deuxième article traite donc spécifiquement de cet aspect de la variation de la justesse de la mesure d'orientation issue de CI dans le temps.

Résumé :

L'intérêt porté aux systèmes inertiels de capture du mouvement progresse constamment parmi la communauté de cliniciens et de chercheurs œuvrant en biomécanique. Bien que les possibilités entrevues pour ce type de système soient vastes en ce qui a trait à l'évaluation clinique de la mobilité, les limites d'utilisation ne sont toujours pas bien déterminées. Cette étude a donc pour objectifs de : (1) évaluer la justesse absolue et relative de mesures

d'orientation issues de centrales inertielles de différents types dans le temps ; et (2) identifier les sources des erreurs affectant la justesse des mesures d'orientation issues de centrales inertielles et leur effet dans le temps. Afin d'atteindre ces objectifs, une étude de validité de critère concomitante a été réalisée à l'aide d'un banc d'essai standardisé composé d'une table gyroscopique permettant la réalisation de mouvements uniaxiaux et multiaxiaux à vitesse contrôlée. Trois types de centrales inertielles commercialement disponibles furent donc évaluées selon une série de mouvements soutenus d'une durée de 2 minutes chacun ainsi que pendant un essai de 12 minutes composé de multiples phases dynamiques entrecoupées par des pauses de différentes durées. La justesse absolue est évaluée en comparant la mesure d'orientation estimée par les centrales inertielles à celle provenant du système optoélectronique de capture du mouvement, considéré comme la mesure étalon. La justesse relative, quant à elle, est la résultante de l'analyse de la variation de l'orientation relative entre deux centrales inertielles pendant l'essai. Les résultats démontrent une diminution de la justesse absolue et relative dans le temps, pendant les essais soutenus de 2 minutes. L'analyse de la justesse pendant l'essai dynamique à phase multiple abonde dans le même sens, démontrant une dégradation significative de la justesse à travers les phases. Il a toutefois été établi que la justesse pouvait être améliorée soit par une remise à zéro du point de référence ou encore par une compensation des différences entre les référentiels inertiels déterminés par chacun des modules. Ces résultats suggèrent donc que la variation de justesse observée tant entre les différents modèles de centrales inertielles que dans le temps est attribuable en partie à l'accumulation des erreurs d'estimation, mais surtout à la capacité des centrales inertielles à localiser le même référentiel inertiel en tout temps. Les niveaux de justesse observés suggèrent que les centrales inertielles sont une avenue prometteuse pour l'évaluation de la mobilité en conditions contrôlées. Toutefois, des améliorations au point de vue de la compensation magnétique, incluant la capacité de multiples centrales à définir le même inertiel, sont souhaitables afin de permettre aux centrales inertielles d'atteindre leur plein potentiel.

Reproduction :

Cet article est distribué selon les termes de la version 4.0 de la licence de Creative Commons (<http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>) qui permet, sans restriction, l'utilisation, la

distribution et la reproduction sur tout support, tant que les auteurs et les sources sont reconnus. Aucune modification à l'article publié n'a été effectuée.

Abstract

Background: Interest in 3D inertial motion tracking devices (AHRS) has been growing rapidly among the biomechanical community. Although the convenience of such tracking devices seems to open a whole new world of possibilities for evaluation in clinical biomechanics, its limitations haven't been extensively documented. The objectives of this study are: 1) to assess the change in absolute and relative accuracy of multiple units of 3 commercially available AHRS over time; and 2) to identify different sources of errors affecting AHRS accuracy and to document how they may affect the measurements over time.

Methods: This study used an instrumented Gimbal table on which AHRS modules were carefully attached and put through a series of velocity-controlled sustained motions including 2 minutes motion trials (2MT) and 12 minutes multiple dynamic phases motion trials (12MDP). Absolute accuracy was assessed by comparison of the AHRS orientation measurements to those of an optical gold standard. Relative accuracy was evaluated using the variation in relative orientation between modules during the trials. **Findings:** Both absolute and relative accuracy decreased over time during 2MT. 12MDP trials showed a significant decrease in accuracy over multiple phases, but accuracy could be enhanced significantly by resetting the reference point and/or compensating for initial Inertial frame estimation reference for each phase. **Interpretation:** The variation in AHRS accuracy observed between the different systems and with time can be attributed in part to the dynamic estimation error, but also and foremost, to the ability of AHRS units to locate the same Inertial frame. **Conclusions:** Mean accuracies obtained under the Gimbal table sustained conditions of motion suggest that AHRS are promising tools for clinical mobility assessment under constrained conditions of use. However, improvement in magnetic compensation and alignment between AHRS modules are desirable in order for AHRS to reach their full potential in capturing clinical outcomes.

Keywords : AHRS, IMU, MIMU, MARG, Inertial Sensors, Attitude and Heading Reference System, 3D orientation tracking, time

Introduction

Functional mobility is an important aspect of a person's quality of life. Its evaluation therefore plays an important role in numerous clinical decisions throughout the continuum of care, in various fields of practice ranging from rehabilitation to geriatrics. Because of their simplicity, self-report questionnaires, scales and performance-based clinical tests (e.g. Timed Up and Go) are most commonly used for mobility evaluation. Where the resources are available, evaluations may also be based on instrumented performance tests such as 3D capture of joint motion using traditional optical or magnetic tracking systems. Recently, interest in 3D inertial motion tracking devices, also referred to as Attitude and Heading Reference Systems (AHRS), has been growing rapidly among the biomechanical experts community. AHRS are composed of a set of inertial sensors (accelerometers, gyroscopes and magnetometers) whose outputs are fed into a fusion algorithm in order to determine the orientation of a rigid body in a global reference frame, defined from gravity and magnetic North. AHRS offer a flexible and lower cost alternative to traditional motion capture systems and their convenience opens up possibilities for different applications in clinical biomechanics. However, this technology also has limitations, which have not been extensively documented.

Several recent studies explored the validity of AHRS orientation measurement on market-available systems. A first category of studies focused on the assessment of the technological validity under semi-controlled conditions. Picerno et al. evaluated the ability of multiple modules to determine a common orientation using a Plexiglas plank on which 9 units of the same AHRS model were aligned [1]. The plank was then rotated 90° at a time, and the orientation measured by all units were recorded for each orientation. Under such conditions, the authors observed a worst-case discrepancy of 5.7° between the measured orientations, which led them to conclude that the modules tested defined their orientation differently. Cutti et al. also made use of a rigid plate on which they affixed four modules to assess orientation errors between pairs of modules during static and dynamic trials [2]. Using this setup, the authors were able to identify an effect of velocity and direction of rotation on the precision of the orientation measurement, revealing a worst-case orientation error of 5.4° and 11.6° for mean rotation velocities of 180 °/s and 360°/s respectively. All studies described above

considered relatively short acquisitions ($< 15s$), making it very hard to evaluate the stability of the accuracy of orientation measurement in time. Another category of studies tried to contextualize the validity assessment in a specific biomechanical setting. For example, Brennan et al. used an instrumented Gimbal modelling a right knee to assess accuracy of a pair of AHRS [3]. Comparison of the AHRS measured orientation to a potentiometer gold standard revealed a root-mean-square error of 3.2° in flexion/extension, 3.4° for abduction/adduction and 2.9° for internal/external rotation. All of the above-mentioned studies revealed important information regarding limits of the systems tested. However, those studies were performed on a single system at a time and based on manually controlled, unreproducible conditions. Conditions and variables also varied so much between the different studies that it is difficult to compare the conclusions.

More recently, Lebel et al. employed a velocity-controlled Gimbal table to assess accuracy of three different AHRS systems under various controlled conditions [4]. The AHRS were tested one at a time on the Gimbal table using multiple units of the same system. A series of static trials followed by single- and multi-axes trials were performed at different speeds to assess for the systems' absolute (i.e. 1 module vs optical gold standard) and relative (i.e. pair of modules) accuracy. Using such setup, the authors observed that all systems revealed a mean absolute error varying between 0.5° and 3.1° and a mean relative accuracy between 2° and 7° under slow motions. Accuracy was significantly affected by velocity during sustained motion for all AHRS although the extent of that effect varied across the systems.

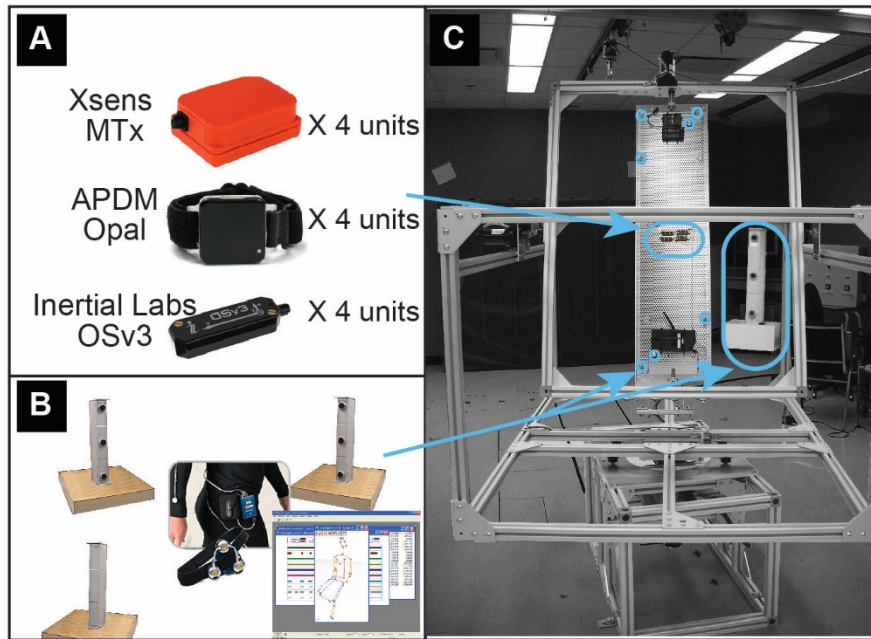
All of the aforementioned studies were conducted over a specific, short period of time and, to the authors' knowledge, no data is available on the variation of AHRS accuracy over time. However, the use of AHRS in biomechanics currently considers instrumented clinical evaluation for tests ranging from a few seconds (e.g. 3m Timed Up & Go) to a few minutes (e.g. 10 minutes' walk test) and their use is also foreseen as a solution for long-term monitoring of patients. The objective of this study is therefore to characterize the evolution of accuracy over time. Specifically, this study aims at documenting using a controlled bench test with an optical motion analysis system as gold standard: 1) the effect of time on absolute and relative accuracy of AHRS under various conditions of sustained motions; and 2) the different sources of errors affecting AHRS accuracy over time.

Materials and Methods

Attitude and Heading Reference Systems (AHRS) and test apparatus

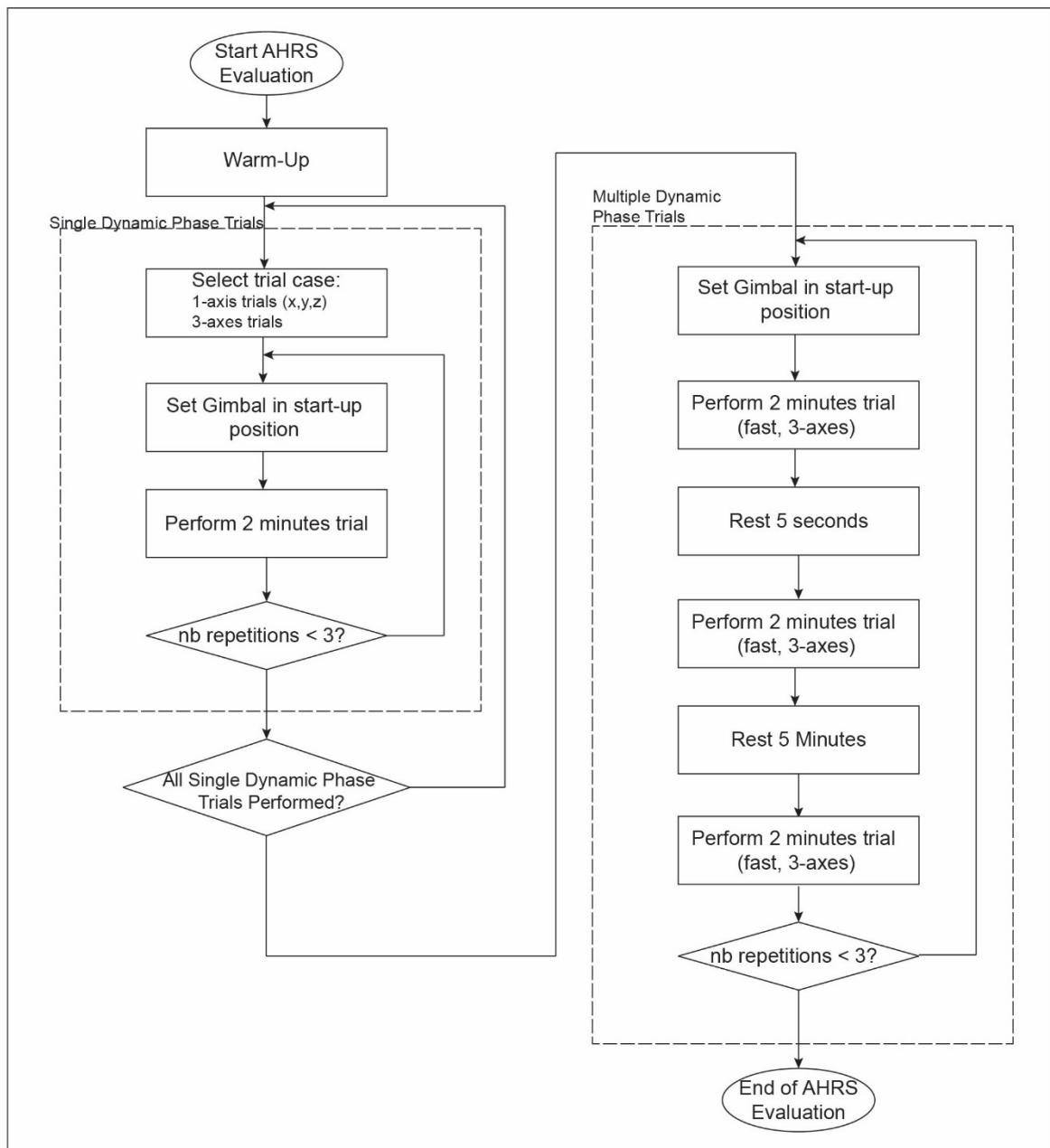
Three commercially available AHRS (Xsens MTx [5], APDM Opal [6] and Inertial Labs OSv3 [7]) were selected for evaluation. Selected AHRS are shown in Figure 1A. All three AHRS include 3-D accelerometers, gyroscopes and magnetometers within each module as well as a fusion algorithm, which uses the measurement obtained from all sensors to estimate the orientation of the module in a global reference frame based on gravity and magnetic North. Each manufacturer was contacted prior to the study to ensure all systems were set-up and used properly. In order to compare accuracy across AHRS, the experimental protocol consisted in applying controlled motions (speed and direction) within a standardized test scenario using an instrumented bench test (Figure 1C). The bench test is comprised of a 3-axes Gimbal table, which allows single or multi- axes trajectories of motions for a payload attached to the center plate. The table is entirely made of aluminum and the impact of both the permanent magnets of the motors and the magnetic field induced with the motor powered-on were verified experimentally and were shown to be within magnetometers' noise level 10cm prior to the location of the center of rotation (worst case). The center plate of the Gimbal table is also equipped with 16 active markers (8 on each side) from which a rigid body is created and tracked by an optical motion tracking system using 4 camera tours (Optotrak by Northern Digital), as illustrated in Figure 1. The detailed description of the bench test appears in [4].

Figure 1. AHRS Accuracy Assessment Setup. (A) AHRS Selected for Evaluation (Xsens MTx, APDM Opal and Inertial Labs OSv3) (B) Optotrak Optical Gold Standard (C) Gimbal Table Setup with Payload.



Experimental Protocol

The experimental protocol required four modules of the same type to be placed and visually aligned on the center plate of the Gimbal table as shown in Figure 1C. The standardized test protocol presented in Figure 2 was then used to evaluate each of the system separately. Briefly, the accuracy assessment protocol was initiated with a 5-minute warm-up period where modules were slowly rotated in three-directions. Then, a series of 2-minute dynamic conditions were performed at controlled velocities ($\approx 90^\circ/\text{s}$), including 1-axis rotations (x, y and z individually) as well as 3-axes trajectories. Each condition, initiated from a standardized start-up position in an effort to minimize the possible effect of inertia on the trial's repeatability, was repeated three times. Additional 3-axes trials were also performed at high speed (combined speed of $\approx 360^\circ/\text{s}$) in order to evaluate the ability of the different systems to stabilise and recover in time even when subjected to very demanding conditions. These multiple dynamic phase trials were composed of 3 dynamic periods separated by static pauses of various duration.

Figure 2 AHRS Accuracy Assessment Protocol.

Orientation Accuracy Evaluation

Accuracy evaluation is based on the underlying assumption that all AHRS modules as well as the central plate of the Gimbal table undergo the exact same motion throughout the trial. This assumption of equivalence is considered reasonable as the central plate was designed rigidly to minimize deformations. Specifically, each orientation measurement at time t is expressed in terms of a reference orientation, and movement is assessed from the global range

of motion (ROM) using quaternions [4]. In order to cover accuracy evaluation for typical use of AHRS in biomechanics [8], the current study evaluates both absolute accuracy (accuracy of one AHRS module compared to a gold standard) and relative accuracy (accuracy between pairs of AHRS modules).

Absolute accuracy

Absolute accuracy refers to the ability of an AHRS module to measure variations in the orientation of a segment over time. Absolute accuracy is assessed by comparing the AHRS orientation measurement to those of an optoelectronic gold standard, here the Optotrak motion capture system from Northern Digital [9]. At a distance of 2.25m, the accuracy of the Optotrak 3020 is reported to be 0.1mm for the x and y coordinates and 0.15mm for z by the manufacturer. In the present study, the system was optimized to track the orientation of the center plate of the Gimbal table with a worst-case trueness estimated to 0.7° based on Monte Carlo analysis [4, 8]. Gold standard sampling rate was set to 100Hz and data were acquired with NDI First Principle v.1.2.4. To allow for comparison, AHRS data were resampled when required and synchronized to the reference data through cross-correlation. Data processing was performed using Matlab (v.7.12.0.635 (R2011a) from MathWorks). The mean difference in the ROM measured by the inertial system to the ROM measured by the gold standard ($\overline{ROM_d}$) is then computed using the first 60 seconds of the trial and then segmented into two 30 seconds time intervals ($T_a = 0-30s$; $T_b=30s-60s$) in order to document the change in accuracy over time. Each condition was repeated three times and measured simultaneously by four modules of the same type, hence issuing 12 measurements per condition for both time intervals. After verification of the normality of the data using the Kolmogorov-Smirnov test, paired t-tests are used to evaluate the effect of time on orientation's absolute accuracy.

Relative accuracy

Relative accuracy refers to the capability of a pair of modules to measure changes in relative orientation between them. In biomechanics, this can be concretely related to the capability to measure joint angles. Relative accuracy therefore involves both the ability of the modules to individually track the change in orientation experienced and their ability to express those orientation measurements in a matching reference frame. In the present study, multiple units of the same type, placed on the center plate of the Gimbal table, underwent the same motion

at the same time. Based on the assumption of equivalence in the movement, the relative orientation of all pairs of modules should therefore remain constant throughout the trials. The mean variation in the relative orientation for a pair of module ($\overline{\Delta OR_d}$) is therefore computed for assessment of relative accuracy. Each trial being evaluated by four units of the same type simultaneously, six pairs of modules can be created. Considering each condition is repeated three times, a total of 18 measurements per condition are available for both time intervals ($T_a = 0-30s$, $T_b=30s-60s$). Again, verification of the normality of the data through Kolmogorov-Smirnov allows for processing of the data using paired t-test to evaluate the impact of time on relative accuracy.

System robustness over time

Bearing in mind that (1) the principal advantages of AHRS for biomechanics are their portability (not limited to a given capture volume) and their long-term recording possibilities, and that (2) magnetic perturbations are omnipresent in almost any environment, it is essential to study the capability of the systems to maintain a certain accuracy level over time. Such analysis goes beyond the study of the evolution of accuracy under sustained motion, looking into the ability of the systems to recover when static pauses are granted, and attempting to identify the source of the errors observed. This level of analysis is achieved using the multiple dynamic phases' trials (i.e. fast 3-axes trials composed of three dynamic phases separated by static pauses of various lengths). The first step of the analysis consist in the assessment of the relative accuracy over the first 15 seconds of each dynamic phases, considering the beginning of the trial as the reference orientation in order to document the change in accuracy over time when static pauses are allowed. Then, relative accuracy is again computed over the first 15 seconds of each dynamic phases, but this time considering the phase initial static orientation as the reference orientation for each phase to emulate a reset of the dynamic estimation error. The final step makes use of the specific assumption that all modules were aligned on the Gimbal table. Variation in the measured initial orientation can therefore be attributed to a variation between the modules' Inertial frame definition. Orientation data can then be corrected for the identified variation and the relative accuracy, assessed for the compensated data.

Results

Absolute accuracy in dynamic conditions

For slow rotations, all systems have shown a mean absolute orientation accuracy below 5° for 60s trials, regardless of the direction of the rotation. Segmenting those 60s into two 30 second periods revealed a statistically significant ($p < 0.05$) decrease in accuracy (i.e. increase in mean difference) across all systems for 3-axes trials. For single-axial trials, the impact of longer trials on absolute accuracy varied across the systems and the direction of motion (Xsens MTx has a significant time-effect for z rotations; APDM Opal, for x and y rotations; and Inertial Labs OSv3, for x-rotations). Details on absolute accuracy values are available in Table 1.

Table 1. Portrait of Absolute and Relative Accuracy Variation over Time

	TIME PERIOD	Xsens MTx		APDM Opal		Inertial Labs OSv3	
		ABSOLUTE ACCURACY	RELATIVE ACCURACY	ABSOLUTE ACCURACY	RELATIVE ACCURACY	ABSOLUTE ACCURACY	RELATIVE ACCURACY
<i>X</i> <i>rotation</i>	0-60s	0.6° (0.2°)	3.0° (1.0°)	4.6° (3.5°)	10.3° (5.4°)	1.0° (0.5°)	6.5° (2.4°)
	0-30s	0.5° (0.2°)	2.5° (0.7°)	2.6° (1.9°)	5.8° (3.0°)	0.8° (0.4°)	6.1° (2.2°)
	30-60s	0.6° (0.4°)	*3.5° (1.2°)	*6.4° (5.2°)	*14.7° (7.9°)	*1.3° (0.7°)	*7.0° (2.6°)
<i>Y</i> <i>rotation</i>	0-60s	0.5° (0.2°)	2.1° (0.6°)	3.6° (2.7°)	11.5° (7.1°)	2.5° (0.6°)	4.6° (1.6°)
	0-30s	0.4° (0.2°)	1.8° (0.4°)	3.1° (2.4°)	6.3° (4.1°)	2.6° (0.5°)	4.3° (1.4°)
	30-60s	0.6° (0.3°)	*2.4° (0.8°)	*4.2° (3.1°)	*16.7° (10.1°)	2.4° (0.8°)	*4.8° (1.7°)
<i>Z</i> <i>rotation</i>	0-60s	0.6° (0.2°)	2.6° (0.6°)	1.9° (0.8°)	4.1° (2.1°)	1.9° (0.6°)	5.4° (1.4°)
	0-30s	0.3° (0.1°)	1.9° (0.6°)	1.9° (0.8°)	2.5° (1.3°)	1.9° (0.6°)	5.3° (1.3°)
	30-60s	*0.8° (0.3°)	*3.2° (1.1°)	1.9° (1.1°)	*5.7° (3.1°)	1.8° (0.6°)	*5.6° (1.6°)
<i>3-axes</i> <i>rotation</i>	0-60s	2.0° (0.7°)	4.7° (1.8°)	3.8° (1.9°)	11.4° (5.9°)	2.5° (1.2°)	7.5° (3.6°)
	0-30s	1.0° (0.4°)	3.0° (0.7°)	1.2° (0.5°)	5.3° (2.5°)	2.0° (0.9°)	7.3° (3.1°)
	30-60s	*3.0° (1.1°)	*6.3° (3.0°)	*6.4° (3.4°)	*17.5° (9.7°)	*3.1° (1.6°)	7.8° (4.3°)

*Time effect on accuracy statistically significant with $\alpha=0.05$

Relative accuracy in dynamic conditions

For slow rotations, mean relative orientation accuracy varied across the systems and conditions. While Xsens MTx remained under 5° for 60s trials regardless of the direction of the rotation, Inertial labs OSv3's performance varied between 4° and 7.3° depending on the direction of the rotation, and APDM Opal scored slightly above 10° for all types of slow rotations over 60s except for z-rotation. Hence, results show an increase in mean difference values when evaluated using pairs of modules in comparison to those reported for absolute accuracy.

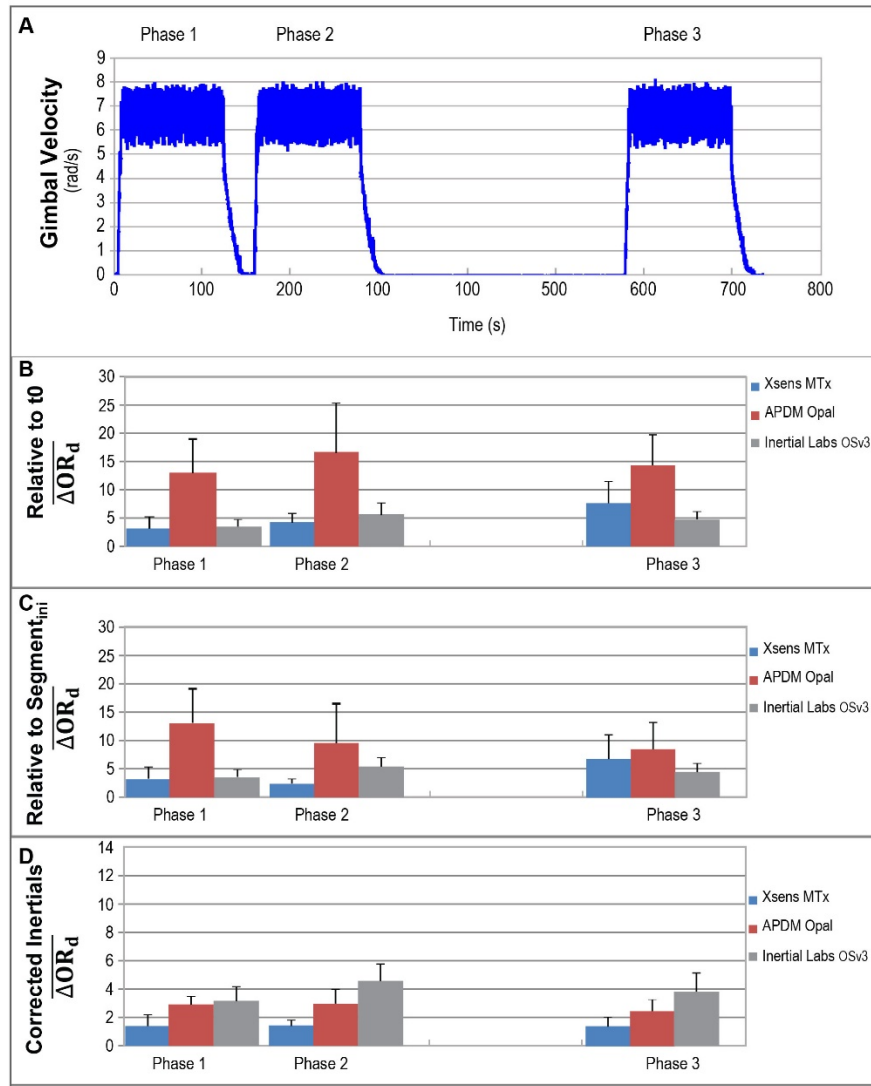
Analysis of the evolution of the accuracy through segmentation of the results into two 30 second intervals revealed a statistically significant effect of time ($p < 0.05$) on accuracy for all systems and conditions except for Inertial Labs OSv3 3-axes trials. However, the extent of the effect varies across the systems and the conditions tested. While Inertial Labs OSv3 has shown a mean difference below 1.0° regardless of the type of motion performed, Xsens MTx presented a mean variation slightly higher, varying from 0.6° to 3.3° . APDM Opals relative accuracy was the most affected by time with a mean difference in relative accuracy varying between 3.2° and 10.4° for uni-axial conditions and increasing to 12.2° in multi-axes trials. Details on relative accuracy values are also available in Table 1.

Systems robustness over time

System recovery was evaluated using relative accuracy measurement so to implicitly consider both dynamic estimation errors and inertial frame definition divergence between modules in the evaluation. The evolution of relative accuracy for all three systems over repeated 2 minutes dynamic segments is illustrated in Figure 3. Part A of Figure 3 illustrates the dynamic motion commanded to the Gimbal table. Part B of that same figure illustrates the mean relative error computed over all pairs of modules during the first 15 seconds of the three dynamic phase, using the relative static orientation at time $t=0$ as the reference orientation. During phase 1, systems mean differences varied between 3° and 13° (Xsens MTx: 3.2° ; APDM Opal: 13.1° ; Inertial Labs OSv3: 3.6°). After a short 5 seconds stabilisation period, phase 2 was initiated. The mean differences observed during phase 2 increased for all systems (Xsens MTx: 4.3° ; APDM Opal: 16.7° ; Inertial Labs OSv3: 5.8°).

The systems were then allowed to rest for 5 minutes prior to phase 3. Mean differences for phase 3 varied between 4° and 12° (Xsens MTx: 7.7°; APDM Opal: 14.4°; Inertial Labs OSv3: 4.7°).

Figure 3. Change in Relative Accuracy over Time. Change in Relative Accuracy for Repeated Fast Dynamic Segments when Considering (B) the Initial Trial's Orientation (t_0) as the Reference Orientation, (C) the Initial Orientation of the Specific Dynamic Segment as the Reference Orientation and (D) the Initial Orientation Error as Due to a Difference in Inertial Definition.



For the results illustrated in part C of Figure 3, change in relative orientation was assessed using the phase initial static orientation as a reference point to emulate a sporadic reset of the estimation error. Doing so, phase 2 and phase 3 mean errors decreased for all systems (Phase

2: 2.4° for Xsens MTx, 9.6° for APDM Opal, 5.3° for Inertial Labs OSv3; Phase 3: 6.8°, 8.6°, 4.4° for Xsens MTx, APDM Opal and Inertial Labs OSv3 respectively).

The last part of Figure 3 again represents the mean difference on relative orientation computed over all pairs of modules using the phase initial static orientation as the reference point, but this time considering the initial difference in measured orientation as due to a difference in the inertial frame definition between the modules (since modules were aligned). Correcting for that initial difference allows to decrease the mean relative error below 5° for all systems, across all phases.

Discussion

In slow motion, all systems evaluated for this study have shown acceptable single and multi-axes absolute angular motion accuracy under sustained conditions of motion when compared to reported accuracy and reliability of diverse traditional methods for biomechanical kinematics assessment [10, 11]. Indeed, all systems have shown a mean accuracy below 5° for 60s rotations. However, a closer look at the changes in the accuracy during that 60s period revealed a time effect more or less significant depending on the system and the direction of motion, with a worst-case drop in accuracy for all systems revealed for 3-axes sustained rotations (mean increase in difference of 2.0° for Xsens MTx, 5.2° for APDM Opal, 1.1° for Inertial Labs OSv3). Relative accuracy was, in general, even more affected over time than absolute accuracy, with a mean increase in difference varying between 0.6° and 3.4° for Xsens MTx, 3.2° to 12.3° for APDM, and 0.4° to 0.9° for Inertial Labs OSv3, depending upon the type and the direction of the motion. Orientation estimation accuracy with AHRS depends upon the ability of the system to recognize true motion from sensor-noise and environmental changes. While sensor-noise, defined as a combination of white noise and drift, has a direct effect on the quantity of the motion estimated, environmental changes affect the definition of the Inertial frame itself, which in turns helps in correcting the sensor drift. Indeed, a change in magnetometer measurement may be related to a change in direction, but it may also mean that the magnetic environment changed, which can translate into a need to adapt the Inertial frame to better fit this new environment. When modules are used in pairs, the correspondence in the independently-defined Inertial frames becomes even more important. The increase in mean differences on relative accuracy compared to absolute accuracy (thus decreased

accuracy) are in line with Picerno et al. [1] observation's that even closely placed and aligned AHRS may define their orientation differently. Indeed relative accuracy of AHRS is related to the ability of all modules to locate and track the exact same reference frame, regardless of the magnetic environmental perturbations experienced individually. The observation about time effect being more significant on relative accuracy than on absolute accuracy also emphasizes the importance of ensuring correspondence in Inertial frames definition, especially in a clinical biomechanics context where AHRS are used to look at changes in joint angles over time. It also suggests that for some systems, such divergence in the definition of the Inertial frame may even be considered as the main contributors in accuracy decrease over time.

To test for this hypothesis, we conducted the 12-minute tests comprised of three high-speed dynamic phases separated by static pauses. This test was designed to evaluate the capability of the systems to maintain and/or recover good accuracy over time, as well as to identify the different sources of the errors observed. During those tests, all three systems have shown increases in mean relative differences between the first and the second dynamic phases (Phase 1: 3.2° , 13.1° and 3.6° for Xsens MTx, APDM Opal and Inertial Labs OSv3; Phase 2: 4.3° , 16.7° and 5.82° for Xsens MTx, APDM Opal and Inertial Labs OSv3). However, this difference can be corrected for all systems when difference in orientation is computed considering the phase initial orientation as a reference. Such results suggest that the difference in performance seen between phase 1 and phase 2 is mainly due to a dynamic estimation error that built up over time. In addition, the systems were incapable of recovering by themselves from the error accumulated in phase 1 with the short 5-second pause. The error shown during the third phase is however different between the systems. While two out of the three systems perform better during phase 3 when compared to phase 2 (APDM Opal and Inertial Labs OSv3), the Xsens MTx shows an increase in the mean relative error between those two phases. Such results suggest something else apart dynamic estimation error is affecting the data.

In this specific study, since modules were aligned on the center plate of the Gimbal table, it is possible to verify the effect of the initial Inertial coordinate system definition on relative accuracy by mathematically compensating for it. Doing so, all three systems improved their

mean relative accuracy throughout the different phases below 5° . This test confirms that the changes of accuracy of orientation measurement from AHRS over time depends upon two main sources of errors which are closely related to each other and for which the robustness varies across the systems. These sources are the magnetic environment around the modules (or the ability of the modules to locate and track the same Inertial frames regardless of those variations) and the dynamic estimation error.

Based on clinical data, such as lumbar spinal mobility reported by Saidu et al. [12], the mean accuracies obtained for all systems for slow motion rotation reveals the possibility to use the studied AHRS for evaluation of coarse biomechanical features of a single segment, such as trunk inclination variation, over sustained conditions of motion up to 60 seconds. However, the lower mean relative accuracy observed for all three systems, compared to their mean absolute accuracy, and their significant decrease over time for two of the three systems (Xsens MTx and APDM Opal) suggest caution when using AHRS in pairs to compute joint angle motions during sustained condition of motion (ex: knee range of motion during sustained walking). As identified with the 12-minute test (12MDP), relative accuracy is affected by a difference in the definition of the Inertial reference frame. Initiating the experiment in a stable “clean” magnetic environment would certainly improve these results. In this study, although a 0.5m clearance with any ferrous material was respected in the setup, the Gimbal table was placed in a standard biomechanical lab, which is believed to have some small variations in the magnetic environment. Considering magnetically-clean environment is not always easy to find, clinically-reliable AHRS orientation measurements therefore rely upon some type of initial AHRS’ environment characterization or correction. Based on the results obtained with the 12MDP tests, the authors believe that having an external measurement of the initial relative orientation of the modules would allow for Inertial reference systems correction and therefore increase relative accuracy and robustness of all systems over a 60s period and longer. Indeed, the corrected relative accuracy reported for all evaluated AHRS under the demanding Gimbal conditions is close to the accuracy reported for various methods for joint angle measurement [10, 11, 13] used as outcomes in clinical applications and decisions [14, 15].

Conclusion

The main objectives of this study were to provide an independent evaluation of market-available AHRS performance and to determine the robustness of the systems to be used for longer recordings corresponding to less constrained clinical biomechanics scenarios. The mean 5° absolute accuracy obtained for 60s slow sustained condition of motion and the corrected mean 5° relative accuracy reported for sustained motion allows the authors to conclude that AHRS is truly an attractive solution for mobility evaluation in clinical setup when compared to reported accuracy and reliability of diverse traditional methods for biomechanical kinematics assessment [10, 11]. Furthermore, the low cost and portable features of AHRS increases the accessibility to clinical quantitative assessment of mobility features and make AHRS good candidates for real-life mobility evaluation, although the robustness of orientation accuracy with longer period of time also will need to be appraised.

This paper specifically focussed on the assessment of the change in accuracy over time. While it was shown that part of the estimation errors induced with time may be corrected using a closer in-time reference point to reset the data, this paper also shown that part of the error is due to the ability of the modules to locate and track the exact same Inertial reference frame. Initial alignment of the different Inertial frame led to a 5° mean relative accuracy for all systems at high speed over three distinct phases of dynamic motion, suggesting the necessity to make a connection between the modules environment definition.

Moreover, the specific performances of different market-available systems reported in this paper are based on controlled conditions performed on the Gimbal table. Such controlled conditions were required to identify the limits of the AHRS technology itself as well as to be able to compare the robustness of the different systems. However, the continuous motion imposed by the scenarios used with the Gimbal table compared to human motion, which can be assumed to have a zero-mean acceleration and angular speed over a certain period of time, imposed the most difficult conditions of use for AHRS. As a result, accuracy of AHRS may be better than those reported in this study under human condition of motion. However, it is clear from the present results that continuous recording using AHRS will require further improvements in fusion algorithms so that magnetic compensation is optimized for longer recording periods.

Acknowledgments

The authors would like to acknowledge the contributions of Antoine Guillerand for his help on the Gimbal table and the Optotrak system during the experiments. This project was conducted as part of the research program of the EMAP group which members are Mandar Jog (Department of Clinical Neurological Sciences, Neurology, Schulich School of Medicine & Dentistry, University of Western Ontario), Mark Speechley (Department of Epidemiology and Biostatistics, University of Western Ontario), Anthony Karelis (Department of Kinesiology, UQAM), Claude Vincent (Department of Rehabilitation, Université Laval), James Frank (Faculty of Human Kinetics, University of Windsor) and Roderick Edwards (Department Mathematics and Statistics, University of Victoria).

References

1. Picerno P, Cereatti A, Cappozzo A. A spot check for assessing static orientation consistency of inertial and magnetic sensing units. *Gait and Posture*. 2011;33(3):373-8.
2. Cutti AG, Giovanardi A, Rocchi L, Davalli A. A simple test to assess the static and dynamic accuracy of an inertial sensors system for human movement analysis. *Conference proceedings : Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society IEEE Engineering in Medicine and Biology Society Conference*. 2006;1:5912-5.
3. Brennan A, Zhang J, Deluzio K, Li Q. Quantification of inertial sensor-based 3D joint angle measurement accuracy using an instrumented gimbal. *Gait and Posture*. 2011;34(3):320-3.
4. Lebel K, Boissy P, Hamel M, Duval C. Inertial Measures of Motion for Clinical Biomechanics: Comparative Assessment of Accuracy under Controlled Conditions - Effect of Velocity. *PLoS ONE*. 2013;8(11):e79945.
5. Xsens Website. [cited 2013 October 10]; Available from: <http://www.xsens.com>.
6. APDM Website. [cited 2013 October 10].
7. Inertial Labs Website. [cited 2013 October 10]; Available from: <http://www.inertiallabs.com>.
8. Lebel K, Boissy P, Duval C, Jog M, Speechley M, Karelis A, et al., editors. *Assessing the Validity of Attitude and Heading Reference Systems for Biomechanical Evaluation*

- of Motions - A Methodological Proposal. International Conference on Biomedical Electronics and Devices; 2014; Angers, France.
9. Northern Digital Website. [cited 2013 October 10]; Available from: <http://www.ndigital.com/>.
 10. Piriyaarasath P, Morris ME. Psychometric properties of measurement tools for quantifying knee joint position and movement: a systematic review. *The Knee*. 2007 Jan;14(1):2-8.
 11. Burdett RG, Brown KE, Fall MP. Reliability and validity of four instruments for measuring lumbar spine and pelvic positions. *Physical Therapy*. 1986;66(5):677-84.
 12. Saidu IA, Maduagwu SM, Abbas AD, Adetunji OO, Jajere AM. Lumbar spinal mobility changes among adults with advancing age. *Journal of mid-life health*. 2011 Jul;2(2):65-71.
 13. Schmitz A, Ye M, Shapiro R, Yang R, Noehren B. Accuracy and repeatability of joint angles measured using a single camera markerless motion capture system. *J Biomech*. 2014 Jan 22;47(2):587-91.
 14. Edwards JZ, Greene KA, Davis RS, Kovacik MW, Noe DA, Askew MJ. Measuring flexion in knee arthroplasty patients. *The Journal of arthroplasty*. 2004 Apr;19(3):369-72.
 15. Miner AL, Lingard EA, Wright EA, Sledge CB, Katz JN. Knee range of motion after total knee arthroplasty: how important is this as an outcome measure? *The Journal of arthroplasty*. 2003 Apr;18(3):286-94.

5.2 Validation des mesures d'orientation issues de centrales inertielles en contexte clinique d'évaluation de la mobilité

L'étude précédente a permis de déterminer les limites des mesures d'orientation issues de centrales inertielles en conditions contrôlées. Toutefois, l'impact réel de ces limites en conditions cliniques d'évaluation de la mobilité se doit d'être évalué. Cette deuxième étude a donc pour objectif de décrire la validité de la mesure d'orientation issue de centrales inertielles attachées à divers segments corporels pendant la réalisation d'une tâche clinique complexe. Plus précisément, cette étude de validité de critère concomitante vise à : (1) décrire la validité de la mesure d'orientation issue de centrales inertielles lors de tâches d'évaluation clinique de la mobilité, réalisées dans un environnement de laboratoire contrôlé ; et (2) étudier l'effet du type de mouvement effectué et de la vitesse sur la justesse de la mesure d'orientation utilisée en biomécanique. Pour ce faire, 10 jeunes et 10 personnes âgées ont été recrutés afin de participer à l'étude. Un tel échantillon assure une variabilité dans la réalisation des tâches (p. ex. : vitesse) tout en assurant une bonne représentativité de la population cible de l'étude mère à ce projet, soit les personnes âgées de 65 ans et plus. Afin d'être admissible à l'étude, une personne devait avoir la capacité à se soumettre aux exigences de l'étude (c.-à-d. se lever/s'asseoir sans aide et se déplacer sur une distance de 5 m aller-retour), la capacité à donner un consentement éclairé par écrit ainsi qu'une absence d'empêchement physique lié au port du vêtement de capture du mouvement utilisé pour l'étude. Seule la présence d'une condition orthopédique posant obstacle à la mobilité du participant pouvait entraîner l'exclusion.

Cette étude utilise le vêtement IGS-180 (Synertial, UK), constitué de 17 centrales inertielles (modèle OSv3, Inertial Labs, VA, USA) permettant la capture de la cinématique du corps au complet. L'étude se concentre toutefois sur l'analyse de la tête, du tronc, de la hanche, du genou et de la cheville et des segments associés. Chacun des modules impliqués pour l'évaluation de ces articulations est doublé d'un corps rigide composé d'un minimum de 4 marqueurs, permettant la mesure de leur mouvement via le système optoélectronique Vicon (Vicon Motion Systems Ltd), sélectionné comme mesure étalon. Plus précisément, le système Vicon utilisé est composé de 12 caméras permettant de couvrir un volume de 6 m x 7m x 2 m. Afin d'assurer l'optimisation des paramètres de configuration du logiciel

d'acquisition lié au Vicon (c.-à-d. Nexus), la procédure d'évaluation proposée par Lebel et al. (2014) a été suivie, permettant de déterminer une exactitude de $0.002^\circ \pm 0.399$ pour l'environnement et les conditions de collecte choisis.

La collecte s'est déroulée au Laboratoire d'Évaluation des Usages et de l'ergonomie (LEUE) situé à l'institut interdisciplinaire d'innovation technologique (3it). À son arrivée, le participant se voyait expliquer le but ainsi que les contraintes liées à cette étude. Suite à la signature du formulaire d'information et de consentement, le participant était instrumenté. Sommairement, le participant était vêtu d'une combinaison en lycra incorporant 17 centrales inertielles. Six de ces centrales (tête, tronc, pelvis, cuisse, tibia, pied) étaient doublées d'un corps rigide composé d'un minimum de 4 marqueurs passifs, lesquels permettaient de suivre la cinématique du mouvement du participant au moyen du système optoélectronique de capture du mouvement. Le participant effectuait ensuite de multiples Timed Up and Go (TUG) dans une zone préalablement déterminée, selon une vitesse guidée par instructions (c.-à-d. vitesse confortable, vitesse plus rapide que confortable tout en demeurant sécuritaire). Le TUG a été sélectionné d'une part à cause de son utilité reconnue en clinique comme test d'évaluation de la mobilité fonctionnelle (Guralnik and Ferrucci, 2003), mais également parce qu'il peut être décomposé en tâches plus simples. La différence de vitesse entre les essais réalisés à vitesse confortable et rapide a été démontrée comme statistiquement significative ($p < 0.001$, différence moyenne dans la durée = $6.0 \pm 2.3s$), confirmant que les participants ont suivi les instructions. Chaque essai fut ensuite manuellement segmenté selon les tâches de bases, soit le transfert assis-debout, la marche, le retournement et le retournement suivi du transfert debout-assis. Pour chaque tâche et chaque segment/articulation mesurés, la racine de la différence quadratique moyenne (*root-mean-squared difference*, RMSD) entre la mesure d'orientation issue du système inertiel et celle provenant de la mesure étalon, la différence maximale enregistrée entre ces signaux ainsi que la corrélation entre les courbes de cinématique mesurées par les deux systèmes, ont été évalués (Ferrari et al., 2010a). L'analyse considère d'abord une approche plus traditionnelle, dressant un portrait descriptif de l'exactitude de la mesure d'orientation et de ces variations à travers les tâches et les segments/articulations. Afin de mieux comprendre ces résultats, une analyse des variations de justesse par type et vitesse de mouvement est finalement effectuée.

L'article qui suit reprend la méthodologie, les variables et présente les résultats de cette étude. À titre informatif, les détails méthodologiques sont également disponibles dans un manuscrit publié, fourni à l'Annexe B de cette thèse (Lebel et al., 2014), alors que la preuve mathématique permettant l'analyse par la distance des quaternions est disponible à l'Annexe C.

5.2.1 Article 3

Inertial measurement systems for segments and joints kinematics assessment: towards an understanding of the variations in sensors accuracy

Auteurs de l'article: Karina Lebel, Patrick Boissy, Hung Nguyen, Christian Duval

Statut de l'article : Publié dans BioMedical Engineering OnLine.

Lebel, K., Boissy, P., Nguyen, H. & Duval, C. (2017). Inertial measurement systems for segments and joints kinematics assessment: towards an understanding of the variations in sensors accuracy. *BioMed Eng OnLine*, 16 :56. doi:10.1186/s12938-017-0347-6.

Avant-propos : La conception de cette étude, le recrutement des participants ainsi que la collecte et l'analyse des données étaient la responsabilité de madame Lebel. L'écriture du manuscrit a également été principalement réalisée par madame Lebel, assistée des coauteurs.

Préface : L'étude en conditions contrôlées (articles 1 et 2) a démontré que la justesse de la mesure d'orientation issue de CI varie selon les conditions auxquelles les CI sont soumises (c.-à-d. la direction, la vitesse et la durée du mouvement). Il est donc à prévoir qu'en conditions cliniques d'évaluation de la mobilité, la justesse de la donnée d'orientation issue de CI pourrait varier selon la tâche effectuée et le segment mesuré. Toutefois, l'ampleur de ces variations était difficile à prédire à partir des résultats de l'étude de validité en conditions contrôlées. Ainsi, la présente étude de validation en conditions cliniques d'évaluation de la mobilité visait à décrire ces variations pour le système IGS-180, soit le système choisi pour l'étude EMAP, étude mère à ces travaux de doctorat.

Résumé :

L'intérêt porté aux systèmes inertiels pour l'évaluation de la mobilité grandit sans cesse, autant chez les chercheurs que chez les cliniciens. Toutefois, la variété de contextes dans lesquels de tels systèmes peuvent être utilisés nécessite une compréhension approfondie de la précision de ces systèmes afin de favoriser une interprétation optimale des données. À ce jour, les études de validation publiées se sont principalement limitées à une tâche spécifique, considérant un nombre limité de segments et de participants. Cette étude vise l'évaluation de la validité des mesures d'orientation issues de centrales inertielles, mesurées à de multiples

segments et articulations, pendant la réalisation de tâches de mobilité variées. Spécifiquement, un tel contexte d'évaluation vise la caractérisation des performances d'un système inertiel pendant une variété de tâches ainsi que l'extrapolation des conclusions à d'autres conditions, basé sur l'analyse des caractéristiques du mouvement. Pour ce faire, 20 participants adultes (âgés de 18 à 83 ans) ont effectué de multiples Timed Up and Go, en laboratoire. L'orientation de la tête, du tronc, du pelvis, de la cuisse, du tibia et du pied des participants était simultanément mesurée à l'aide de centrales inertielles et d'un système optoélectronique de capture du mouvement, utilisé comme mesure étalon. Chaque essai fut ensuite segmenté en tâches de base (transfert assis-debout, marche et retournement) pour analyses. Au niveau de la capacité du système à suivre les changements d'orientation d'un segment, les résultats démontrent que la racine de la différence quadratique moyenne varie entre $1,1^{\circ}$ et $5,5^{\circ}$, selon le segment suivi et la tâche effectuée, avec un accord intersystèmes de bon à excellent. L'analyse de la capacité du système inertiel à mesurer l'orientation relative, associée à la cinématique des articulations, démontre une variation de $1,6^{\circ}$ et $13,6^{\circ}$ pour ces mêmes tâches. Les résultats de cette étude confirment donc que le pairage des centrales inertielles pour l'obtention de la cinématique articulaire affecte la justesse de la mesure. De façon plus globale, l'analyse de l'effet de la vitesse du mouvement sur la justesse de la mesure a démontré que les centrales inertielles sont mieux adaptées aux mouvements réalisés entre $50^{\circ}/s$ et $75^{\circ}/s$, correspondant environ aux vitesses de la cuisse et du tibia pendant la marche. En conclusion, bien que les résultats confirment que les centrales inertielles procurent une mesure d'orientation acceptable pour l'utilisation en biomécanique clinique, la variation de justesse établie se doit d'être prise en considération lorsqu'un jugement clinique est porté sur un changement observé.

Reproduction :

Cet article est distribué selon les termes de la version 4.0 de la licence de Creative Commons (<http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>) qui permet, sans restriction, l'utilisation, la distribution et la reproduction sur tout support, tant que les auteurs et les sources sont reconnus. Toutefois, de légères modifications ont été apportées à la version publiée du manuscrit, et ce, afin de répondre à un commentaire du jury. Ces modifications n'engagent que la responsabilité de l'étudiante.

Abstract

Background: Joints kinematics assessment based on inertial measurement systems, which include Attitude and Heading Reference System (AHRS), are quickly gaining in popularity for research and clinical applications. The variety of the tasks and contexts they are used in require a deep understanding of the AHRS accuracy for optimal data interpretation. However, published accuracy studies on AHRS are mostly limited to a single task measured on a limited number of segments and participants. This study assessed AHRS sensors kinematics accuracy at multiple segments and joints through a variety of tasks not only to characterize the system's accuracy in these specific conditions, but also to extrapolate the accuracy results to a broader range of conditions using the characteristics of the movements (i.e. velocity and type of motion). Twenty asymptomatic adults ($\overline{age} = 49.9$) performed multiple 5m Timed Up and Go. Participants' head, upper trunk, pelvis, thigh, shank and foot were simultaneously tracked using AHRS and an optical motion capture system (gold standard). Each trial was segmented into basic tasks (sit-to-stand, walk, turn). **Results:** At segment level, results revealed a mean root-mean-squared-difference (\overline{RMSD}) varying between 1.1° and 5.5° according to the segment tracked and the task performed, with a good to excellent agreement between the systems. Relative sensors kinematics accuracy (i.e. joint) varied between 1.6° and 13.6° over the same tasks. On a global scheme, analysis of the effect of velocity on sensors kinematics accuracy showed that AHRS are better adapted to motions performed between $50^\circ/s$ and $75^\circ/s$ (roughly thigh and shank while walking). **Conclusion:** Results confirmed that pairing of modules to obtain joint kinematics affects the accuracy compared to segment kinematics. Overall, AHRS are a suitable solution for clinical evaluation of biomechanics under the multi-segment tasks performed although the variation in accuracy should be taken into consideration when judging the clinical meaningfulness of the observed changes.

Keywords: AHRS; IMU; Inertial Sensors; Attitude and Heading Reference System; 3D Orientation Tracking; Inertial Motion capture; Sit-to-stand; Gait; Walk; Turn

Background

Inertial Measurement Unit (IMU) is a term used to describe an integrated sensor package comprised of accelerometers, measuring linear acceleration, and gyroscopes, measuring angular velocity. Combining an IMU with magnetic sensors creates what is known as an Attitude and Heading Reference System (AHRS) where data from all the sensors can be fused together to provide a 3D orientation estimation of the platform with respect to a reference Inertial frame based on magnetic North and Gravity. In literature, AHRS are also sometimes referred to as Magnetic and Inertial Measurement Unit (MIMU), Magnetic Angular Rate and Gravity Sensor (MARG) or Inertial and Magnetic Measurement Unit (IMMU). Over the past decade, researchers and clinicians have used AHRS to measure segments and joints kinematics in a wide variety of contexts including assessment of age-related kinematic changes, identification of neurodegenerative disease impairments and progression, assessment of rehabilitation evolution, ergonomics evaluations and assessment of sports biomechanics [1-9]. The accuracy of orientation data provided by AHRS has been studied in controlled conditions. These studies demonstrated that velocity, types of motion and environment all affect the quality of the orientation data [10-16]. However, the extent of these effects on human motion remains unclear. To this day, most validation studies concentrate on a single task (mainly levelled gait assessment or handling tasks) performed by a limited number of participants (1 to 14) and measured on a limited number of segments [13, 17-34]. The methodology used in those studies also varies (difference in systems used, anatomical calibration and referencing...), making it difficult to understand the global scope of AHRS accuracy results in the current literature. For example, Plamondon et al. have shown a significant decrease in trunk angle accuracy with increasing velocity of handling tasks [26]. Interestingly, the impact of velocity on a specific segment accuracy tracked during a definite task is not enough to extrapolate on the effect of velocity on accuracy for another segment or during another task. Among the few studies that have looked at the kinematics accuracy of AHRS in a sit-to-stand context, two studies used a personalized fusion algorithm and optimized gains and cut-off frequencies to get optimal results in angular accuracy [31, 32]. Giansanti et al. justify this approach saying that the frequency domain involved in a sit-to-stand transfer is specific to this task, hence requiring an adaptation of the fusion algorithm [31]. Again, such statement raises concerns

about the ability of AHRS to assess mobility equally in varying contexts. Understanding of such possible limits becomes crucial when considering the use of commercially available AHRS to evaluate mobility in different tasks and even more crucial when considering the emerging trend to assess mobility in free-living environments. Errors in assessing accuracy of the movement include: errors associated to the sensors themselves (conditions of motion, magnetic environment, and position of the sensors), soft tissue artefacts associated with the fixation of the modules and errors associated to the anatomical referencing process [34-37]. Recently, Robert-Lachaine et al. have assessed accuracy of multiple segments during a variety of handling tasks [38]. Their study has shown that biomechanical model difference is a major contributor to the error when assessing joint accuracy from a specific inertial system compared to an optoelectronic camera-based system using both their own biomechanical model. Accuracy studies should therefore define the methodology considering these differences and in accordance with the goal pursued [19, 38]. The study from Robert-Lachaine et al. performed on a variety of handling tasks also confirmed that joint accuracy is affected by task duration and complexity, reinforcing the need for in-context accuracy assessment studies. To our knowledge, no study has verified the impact of task complexity on sensor kinematics accuracy for different mobility tasks and none attempted to go one step further, analyzing the impact of the nature of the motion (velocity and type of motion) on accuracy.

The objective of the present study is to evaluate the variation in sensor kinematics accuracy of the orientation data from commercially available AHRS positioned on the head, the upper back, the pelvis, the thigh, the shank and the foot during multiple tasks realized at different paces in order to better understand their optimal use in biomechanics. Specifically, this paper aims at (1) comparing accuracy values in estimating the change in orientation of a segment as well as relative change in orientation of contiguous segments over a variety of mobility tasks (sit-to-stand transition, walking and turning) and across multiple segments; and (2) extrapolating the accuracy results to a broader range of conditions using characteristics of the movements (velocity and type of motion) produced during these tasks.

Materials and Methods

The present study is a concurrent validity study assessing AHRS sensors kinematics accuracy in comparison of a camera-based motion capture system through a variety of tasks (Sit-to-stand, walk, turn), measured at multiple segments and joints. The study concentrates on the sensors kinematics aspect of accuracy and therefore does not consider the anatomical referencing process.

Measurement Systems

The IGS-180 (Synertial) was the selected system to be evaluated in the current study. It is composed of 17 AHRS (model OSv3 also called OS3D, Inertial Labs) enabling full-body kinematics assessment. Its 17 AHRS are wired up into four branches which are, in turn, connected to a mobile processing unit (MPU) worn at the participant's waist. Specifications details for the AHRS are given in Table 1. The system's embedded fusion algorithm is a motion-adaptive quaternion-based complementary filter with separate linear acceleration detector, and magnitude disturbance detector. An optimized set of tuning parameters for human motion capture is available from the company and was used for the present study. Data are acquired at 60 Hz and then transmitted to a PC wirelessly. A camera-based motion capture system (Vicon optical motion capture system, Vicon) comprised of 12 cameras (8 MX20, 4 T40) positioned in a capture volume of 3m x 5m x 2m, was used as a gold standard to establish the accuracy of the AHRS. To capture 3D orientation and position of AHRS, rigid bodies made of reflective markers were created and solidly affixed to the AHRS targeted for evaluation (head, upper back, pelvis, thigh, shank and foot). The created bundles were then securely attached to their dedicated limbs using Velcro straps as shown in Figure 1. Specific care in positioning those bundles was taken in order to minimize soft tissue artefacts, although such issue is not of a direct concern for the present accuracy study as the goals pursued regard sensors kinematics assessment. The two systems are fixed on the same rigid body, which ensures both systems measure the exact same motion. Gold standard data were acquired at a frequency of 100 Hz. Accuracy of the gold standard set-up was verified using the dynamic evaluation process described by Lebel et al. and determined to be $0.002^\circ \pm 0.399^\circ$ for the current protocol [39]. Quality control on the data

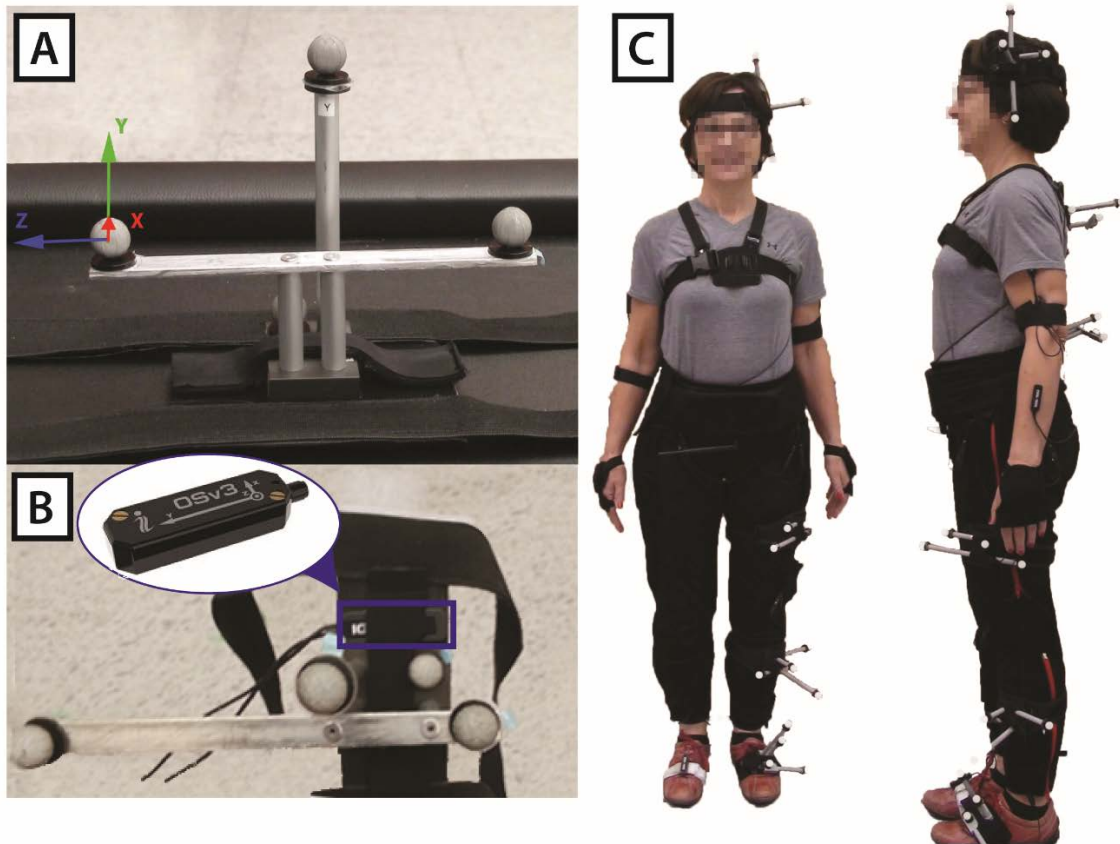
(visibility and outliers) was performed for each trial to ensure reliability of the gold standard.

Table 1. OSv3/OS3D Specifications

Inertial Sensors			
	Gyroscopes	Accelerometers	Magnetometers
Range	$\pm 1200^\circ/\text{s}$	$\pm 2\text{g}$	$\pm 2\text{ Gauss}$
Resolution	$0.07^\circ/\text{s}$	0.2 mg	--
Bandwidth	50Hz	22 Hz	20Hz
Noise	$0.03^\circ/\text{s}/\sqrt{\text{Hz}}$	$0.2\text{ mg}/\sqrt{\text{Hz}}$	$150\text{ }\mu\text{G}/\sqrt{\text{Hz}}$
Bias stability	$0.1^\circ/\text{s (RMS)}$	1 mg (RMS)	--
Orientation Data			
	Attitude (<i>pitch & roll</i>)	Heading (<i>yaw</i>)	
Static Accuracy	0.2°	1°	
Dynamic Accuracy*	1° RMS	$<2^\circ\text{ RMS}$	
Resolution	$0:01^\circ$	$0:01^\circ$	

* May vary with the type of motion performed

Figure 1. Measurement System and Set-up. (A) Rigid bodies comprised of 4 to 5 passive markers were created to enable the kinematic tracking of the sensors using the Vicon optoelectronic motion-capture system. (B) AHRS were solidly affixed to those rigid bodies using double-sided tape and straps in order to minimize relative motion. (C) The bundles hence created (rigid bodies + AHRS) were positioned on the participants' dorsal side of the left feet (on the shoe), halfway in the medial surface of the left tibia, two thirds up the lateral fascia of the left leg, at pelvis level (L5), upper back (about T2) and on the side of the head, above temporal level.



Participants

Twenty asymptomatic adults aged between 18 and 83 years old (mean age = 49.9 years old) participated in the study after giving their informed consent following the procedure approved by the CSSS-IUGS ethics committee. Recruitment was targeted to ensure variability in the anthropometrical characteristics (height, weight) and age of the participants so to get variability in the performance and motions across individuals during the tasks. The sample was composed of 50% male and the desired variations in anthropometric characteristics was achieved (Height variation: 1.50m to 1.92m, Mean height: 1.68 ± 0.11 m; Weight variation: 49.1kg to 106.8kg, Mean weight: 73.4 ± 15.4 kg).

Experimental Protocol

Participants were asked to perform a 5m Timed Up and Go (TUG) at different paces guided by vocal instructions (i.e. comfortable speed or fast yet safe pace). The TUG is a complex task which combines basic mobility tasks (sit-to-stand, walk and turn) [40]. Although the traditional version of the TUG is 3m, a 5m version was used in this study in order to get a better sample of the walk while remaining within the volume of capture of the camera system. The determined TUG path ensured a minimal clearance of 1m to any external ferromagnetic material (e.g. cabinets, computers...) to be consistent with literature's recommendations [41]. Prior to each trial, the inertial system was initialized with the participant positioned on a magnetically cleaned spot, standing on a 20 cm high step, in neutral posture (i.e. standing straight, facing forward, palms facing the body). Trials were initiated with the participant sitting down on an armless chair as immobile as possible. Upon signal, the participant would stand-up (STS), walk for 5m along a predetermined path, turn around and come back to the chair. Each condition (i.e. comfortable and fast speed) was repeated three times. Trials were then manually segmented in the temporal space using Nexus version 1.8.2, the data acquisition and analysis software for the Vicon System, with the following guidelines:

- (i) STS: Starts at motion initiation (any segment) and ends when the head reaches its maximum vertical displacement.
- (ii) Walk1: Starts when STS ends and goes on until alignment head/trunk/foot is modified.
- (iii) Turn: Starts when alignment head/trunk/foot is modified and ends up when this same alignment is re-established.
- (iv) Walk2: Starts when the turn ends and goes on until the alignment head/trunk/foot is again perturbed.
- (v) Turn&Sit: Starts when alignment head/trunk/foot is modified and ends up when the person is sitting down on the chair.

AHRS data were resampled to match the optical gold standard frequency and synchronized in post-processing using a cross-correlation approach. Data processing was performed using Matlab (R2015a from Mathworks) while statistics analyses were performed using SPSS (v23.0.0 from IBM).

Data Reduction

The current study concentrates on absolute and relative sensors kinematics accuracy assessment in a biomechanical context. In other words, the methodology allows us to isolate orientation estimation errors due to the sensors, enabling a better understanding of the capabilities of such systems for biomechanical evaluation. As such, accuracy was established using the angular deviation of the AHRS *segment* orientations to the reference *segment* orientations, measured by the optical gold standard [42]. Specifically, the orientation of each *segment* and *joint* was expressed in terms of the orientation at the beginning of the targeted task and the angular deviation was calculated from the quaternion distance, as represented in equation 1.

$$\underline{q}_{AHRS} = \begin{bmatrix} \cos(\frac{\theta_{AHRS}}{2}) \\ a_{AHRSx} \sin(\frac{\theta_{AHRS}}{2}) \\ a_{AHRSy} \sin(\frac{\theta_{AHRS}}{2}) \\ a_{AHRSz} \sin(\frac{\theta_{AHRS}}{2}) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \eta_{AHRS} \\ \varepsilon_{AHRS} \end{bmatrix} \text{ as the change in orientation of the AHRS;}$$

$$\underline{q}_{opto} = \begin{bmatrix} \cos(\frac{\theta_{opto}}{2}) \\ a_{optox} \sin(\frac{\theta_{opto}}{2}) \\ a_{optoy} \sin(\frac{\theta_{opto}}{2}) \\ a_{optoz} \sin(\frac{\theta_{opto}}{2}) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \eta_{opto} \\ \varepsilon_{opto} \end{bmatrix} \text{ as the change in orientation of the rigid}$$

body;

$$\theta_{diff} = 2\text{acos}\left(\underline{q}_{AHRSal} \cdot \underline{q}_{opto}\right)_{\omega}, \quad (1)$$

where $(\cdot)_{\omega}$ corresponds to the scalar part of the quaternion

Although this approach does not allow to associate the movement with a specific plane of motion (i.e. anatomical reference), global motion characterization has the advantage of focusing on the sensor kinematic accuracy assessment, with minimal consideration for errors due to alignment protocols and/or biomechanical model [39]. Accuracy parameters were then derived from θ_{diff} , the orientation difference between the global motion measured by the AHRS and the global motion measured by the optical gold standard.

Accuracy Parameters

The system's accuracy was characterized using a number of parameters. First, the root-mean-squared difference (RMSD) was computed for each trial and the mean and standard deviation over the 120 trials (20 participants, 6 trials/participants) are herein reported. The interpretation guidelines listed below for these parameters were used throughout the study to characterize the accuracy. These guidelines were extrapolated from those proposed by McGinley et al. [43] and are:

- $\text{RMSD} < 2^\circ$: good accuracy, within natural variation of an individual's kinematic parameters;
- $2^\circ < \text{RMSD} \leq 5^\circ$: acceptable accuracy;
- $5^\circ < \text{RMSD} \leq 10^\circ$: tolerable accuracy, requires consideration in the interpretation;
- $\text{RMSD} > 10^\circ$: unbearable accuracy.

Mean peak error (Err_{peak}) is also reported to get a better portrait of the possible errors one might face while using AHRS to evaluate a kinematic parameter at a specific point in time. To facilitate comparison with published literature, mean absolute differences (MAD) are also reported. Reliability of the system is assessed with Ferrari's version of the coefficient of multiple correlation (CMC) [44]. This specific version of the CMC allows for similarity assessment between waveforms, ignoring inter-cycle variability, but taking into account the effects of offset, correlation and gain. The guidelines proposed by Ferrari et al. were used to interpret the agreement between the curves [19]:

- 0.65 to 0.75 : moderate agreement

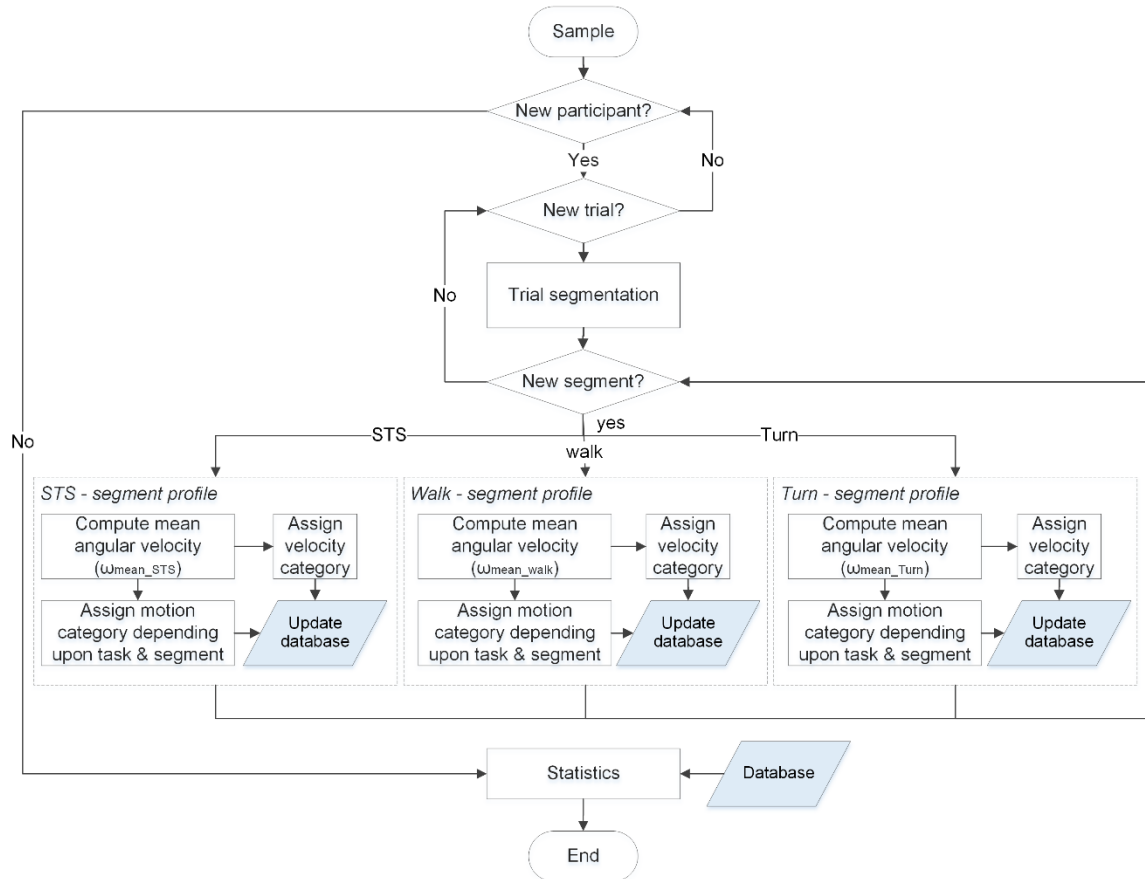
- 0.75 to 0.84 : good agreement
- 0.85 to 0.94 : very good agreement
- 0.95 to 1.00 : excellent agreement.

The described accuracy assessment (RMSD, Err_{peak} , MAD and CMC) was performed for the sensors located on the targeted segments (head, upper back, pelvis, thigh, shank and foot) and joints (hip, knee, ankle and trunk or upper back relative to pelvis) for the sit-to-stand transition, the walking task and the turn.

Effect of Velocity and Type of Motion

As discussed earlier, many authors have shown, in controlled conditions and for human motion, that an increase in velocity worsens the orientation data accuracy [11, 13, 14, 26], but current evidence is insufficient in determining the extent of the velocity effect on a variety of tasks measured at different segments. The proposed approach aims at identifying the optimal range of operation of AHRS in a regular biomechanical context. This approach not only enhance the comprehension of the system behaviour, but it is also meant to provide insights regarding the system accuracy behaviour for movements other than the ones specifically tested in the protocol or for an impaired population. The first step towards this goal is to characterize each part of the trials according to specific criteria regarding velocity and types of motion as shown in Figure 2. Velocity categories were created in order to cover the full range of tasks' mean angular velocities observed over the total 120 trials (20 persons, 6 trials/person, 4 task samples/trial, 6 segments tracked/trial or 4 joints tracked/trial = 2880 data for *segment* tracking accuracy and 1920 data for *joint* tracking accuracy). Size of the bins was fixed and determined with the lowest 30% cut-off point. Following this process, six categories were created (cat1: <25 °/s; cat2: 25–50 °/s; cat3: 50–75 °/s; cat4: 75–100 °/s; cat5: 100–125 °/s; cat6: ≥ 125 °/s). Representativeness of each category within the data sample was verified. Following normalization of the data, a Welch ANOVA was performed to determine if the effect is statistically significant or not, followed by Games-Howell post-hoc testing to identify the specific differences if appropriate.

Figure 2. AHRS Data Segmentation & Analysis. Each trial was segmented into basic tasks (sit-to-stand, walk and turn). For each data segment, mean angular velocity was calculated and assigned a velocity category. Based on the data characteristics, a type of motion was also determined for the data segment. The information on velocity category and type of motion for each specific data segment is then stored into a database for further analysis upon completion of the trials classification process.



The type of motion was determined based on the predominant motion of the specific segment/joint during the particular task. The possible types of motion identified as most common in daily living activities are:

- (i) Quasi-static: Segment is immobile or close to it during the task (e.g. foot during STS);
- (ii) Lateral displacement (LateralD): Almost no angular motion is perceived but the segment is moving linearly (e.g. upper trunk during the walking task);

- (iii) Single Angle Change (SingleAngle): Segment performs a single continuous angular motion and then remains in that orientation (e.g. upper trunk during turn);
- (iv) Pendulum: Segment moves back and forth during the task (e.g. thigh during the walking task).

Again, Welch ANOVA was performed on normalized data to assess the impact of the type of motion followed by Games-Howell post-hoc analysis when applicable.

Results

Mean absolute sensor kinematic accuracy (i.e. *segment* level) evaluated with RMSD varied between 1.1° and 4.4° depending on the task performed and the module considered, as shown in Table 2. For the same trials, mean relative sensor kinematic accuracy (*joint* level), again evaluated using RMSD, varied between 1.4° and 9.4° . Assessment of similarity between the angular curves produced by the two systems reports a good to excellent similarity for all tasks at a *segment* level with mean CMCs varying between 0.819 and 1.0. However, CMC decreased when evaluated at *joint* level, remaining above 0.926 (i.e. very good agreement) at hip and knee levels throughout the tasks.

Table 2. Absolute and Relative Sensors Kinematics Accuracy Assessed on Multiple Segments and Joints during Different Tasks.

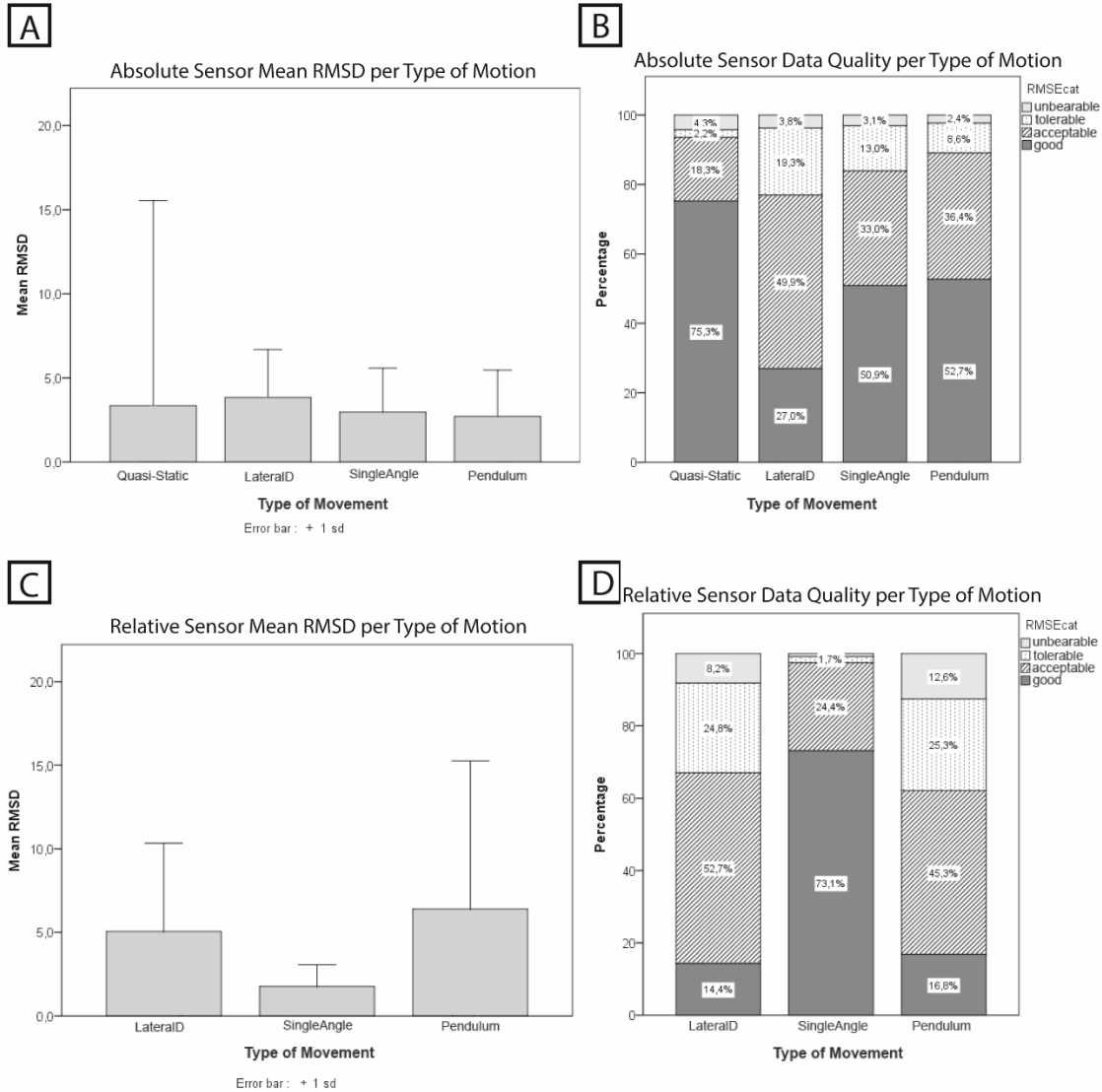
		STS (n=120)			Walk (n=240)			Turn (n=120)		
		RMSD	Err _{peak}	CMC	RMSD	Err _{peak}	CMC	RMSD	Err _{peak}	CMC
Absolute Sensor Kinematics	Head	4.0° [2.3° - 6.8°]	8.0° [5.3° - 13.6°]	0.900 [0.740–0.966]	3.7° [2.2° - 5.5°]	8.9° [5.6° - 12.7°]	0.819 [0.778–0.879]	4.4° [2.9° - 5.7°]	6.8° [5.0° - 9.2°]	0.998 [0.998–0.999]
	Upper Trunk	1.5° [1.1° - 2.1°]	3.7° [2.5° - 4.9°]	0.996 [0.992–0.997]	2.9° [1.8° - 4.4°]	6.8° [4.5° - 9.6°]	0.853 [0.779–0.897]	3.1° [1.6° - 4.7°]	5.6° [3.4° - 8.9°]	0.999 [0.998–1.000]
	Pelvis	1.0° [0.8° - 1.5°]	2.9° [2.1° - 4.1°]	0.997 [0.988–0.999]	2.2° [1.4° - 3.6°]	5.1° [3.6° - 8.4°]	0.842 [0.646–0.946]	1.7° [1.4° - 2.9°]	4.0° [3.0° - 6.4°]	1.000 [0.998–1.000]
	Thigh	0.9° [0.7° - 1.4°]	2.4° [1.8° - 3.2°]	0.999 [0.997–1.0]	1.6° [1.1° - 3.0°]	4.4° [3.2° - 7.7°]	0.981 [0.918–0.991]	1.3° [0.8° - 1.9°]	3.3° [2.4° - 4.9°]	1.000 [1.000–1.000]
	Shank	1.3° [0.9° - 1.7°]	3.2° [2.5° - 4.4°]	0.983 [0.974–0.989]	2.4° [1.7° - 3.2°]	5.6° [4.0° - 7.7°]	0.990 [0.987–0.994]	2.4° [1.7° - 2.9°]	4.9° [3.8° - 6.6°]	1.000 [0.999–1.000]
	Foot	1.1° [0.6° - 2.3°]	2.9° [1.6° - 5.7°]	0.935 [0.629–0.986]	2.1° [1.4° - 3.2°]	5.7° [4.0° - 8.6°]	0.996 [0.967–0.997]	1.7° [1.1° - 2.8°]	4.5° [3.2° - 8.3°]	1.000 [0.999–1.000]
	Global	1.3° [0.9° - 2.2°]	3.3° [2.2° - 5.5°]	—	2.4° [1.5° - 3.9°]	5.8° [3.9° - 9.2°]	—	2.2° [1.4° - 3.8°]	4.8° [3.3° - 7.5°]	—
Relative Sensor Kinematics	Trunk	2.8° [1.9° - 4.4°]	6.4° [4.1° - 9.7°]	0.808 [0.744–0.891]	3.5° [2.3° - 5.6°]	8.5° [6.1° - 12.9°]	0.501 [0.343–0.741]	4.1° [2.6° - 6.2°]	8.4° [6.4° - 11.8°]	0.598 [0.470–0.663]
	Hip	1.5° [1.1° - 2.2°]	3.7° [2.9° - 5.0°]	0.997 [0.992–0.998]	2.7° [1.8° - 4.4°]	7.1° [5.1° - 10.2°]	0.951 [0.910–0.975]	3.4° [2.4° - 5.4°]	8.3° [6.0° - 11.8°]	0.926 [0.861–0.954]
	Knee	1.4° [1.0° - 2.0°]	3.6° [2.8° - 4.7°]	0.999 [0.998–0.999]	3.3° [2.5° - 4.5°]	8.4° [6.3° - 11.2°]	0.982 [0.974–0.988]	3.9° [2.3° - 5.4°]	8.1° [5.7° - 12.1°]	0.981 [0.965–0.986]
	Ankle	2.5° [1.5° - 4.0°]	6.3° [4.1° - 10.6°]	0.881 [0.623–0.928]	7.8° [5.7° - 11.3°]	20.6° [15.3° - 30.4°]	0.712 [0.643–0.772]	9.4° [6.5° - 16.6°]	23.5° [16.7° - 37.0°]	0.517 [0.219–0.678]
	Global	1.9° [1.3° - 3.1°]	4.5° [3.3° - 7.4°]	—	3.9° [2.5° - 6.7°]	9.7° [6.4° - 16.5°]	—	4.6° [2.8° - 7.7°]	10.4° [6.7° - 18.6°]	—

Note: RMSD—Root mean squared difference, Median [IQR]; Err_{peak}—Peak error, Median [IQR]; CMC—Coefficient of multiple correlation, Median [IQR].

Effect of the Type of Motion

The mean RMSD per category of motion for (A) single sensors (or *segments*) and (C) relative sensors (or *joints*) are shown in Figure 3. A Welch ANOVA ran on normalized data have shown a statistically significant difference between the categories of motion both at the segment and the joint levels ($p < 0.001$). At the *segment* level, Games-Howell post-hoc analyses revealed that single angle change and pendulum categories both have significantly better accuracy than the movement involving mainly lateral displacement as well as quasi-static conditions ($p < 0.001$ for both). At a *joint* level, single angle movements were shown to perform significantly better than the other two categories ($p < 0.001$). The impact of the difference is clearly demonstrated in panels B and D of Figure 3 which shows the proportion of good ($\leq 2^\circ$), acceptable (2° - 5°), tolerable (5° - 10°) and unbearable ($> 10^\circ$) trials for each category at *segments* and *joints* levels.

Figure 3. AHRs Accuracy per Type of Motion. RMSD and qualitative classification of trials' accuracy per type of motion (Quasi-Static, Lateral Displacement, Single Angle Change and Pendulum) for (A,B) absolute sensor kinematics (i.e. segments) and (C,D) relative sensors kinematics (i.e. joints).

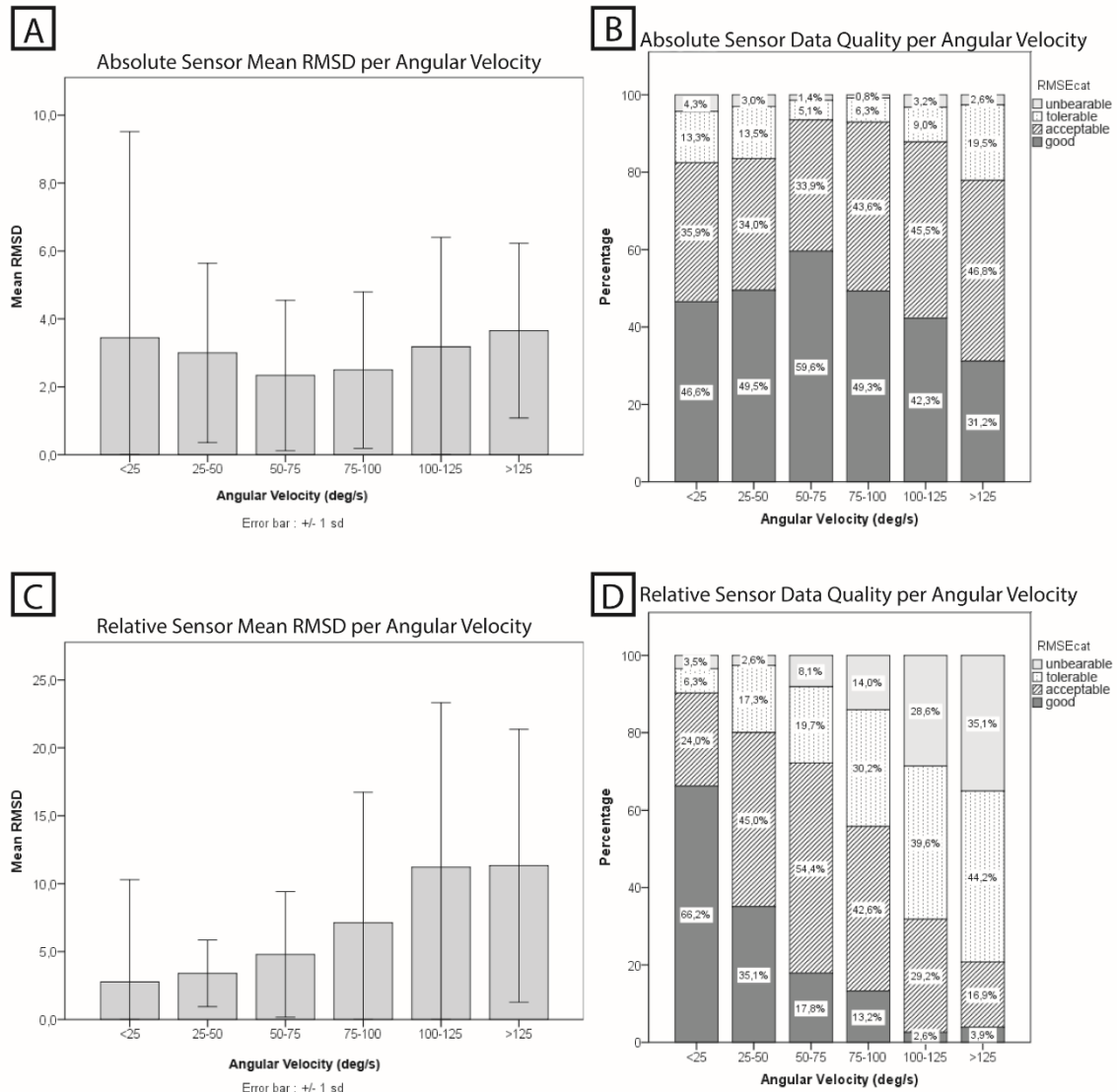


Effect of Velocity

Effect of velocity is shown in Figure 4 for all types of motions analyzed together at (A) *segment* level and (C) *joint* level. Welch ANOVA on normalized data revealed a statistically significant impact of velocity in both cases ($p < 0.001$). Results from post hoc analyses revealed an optimal zone of operations between 50–75°/s at *segment* level while this optimal zone is a bit slower at *joint* level, with the 25–50 °/s category being identified as optimal.

Again, panels B and D illustrate the proportion of good ($\leq 2^\circ$), acceptable (2° - 5°), tolerable (5° - 10°) and unbearable ($> 10^\circ$) trials for each category at *segment* and *joint* levels.

Figure 4. AHRS Accuracy per Angular Velocity Category. RMSD and qualitative classification of trials' performance per category of angular velocity for (A,B) absolute sensor kinematics (i.e. segments) and (C,D) relative sensors kinematics (i.e. joints).



Discussion

The current study first aimed at providing a portrait of AHRS sensors kinematics accuracy over a variety of tasks measured with sensors positioned at various segments and using different approaches (absolute sensor kinematics or segment vs relative sensor kinematics or

joint). As such, mean root-mean-squared sensors accuracy (\overline{RMSD}) was shown to vary between 1.1° and 4.4° depending on the task performed and the segment considered, while mean relative sensors accuracy was reported to be between 1.4° and 9.4° over the same trials. \overline{RMSD} varied between tasks and segments/joints, tending to prove that AHRS algorithms are better adapted to certain conditions. However, \overline{RMSD} remained acceptable for all segments throughout the tasks (STS, walk, turn) except for the head during STS based on the guidelines suggested by McGinley et al. for acceptability of kinematics measurement [43]. Using the same 5° guideline on relative sensor accuracy, the tracking of the hip and the knee were both shown to be acceptable throughout the three tasks as well as the trunk during the sit-to-stand transition and the walk. The good reliability reported per task and segment/joint tends to prove that the system is quite robust to small variations in the conditions of motion (e.g. distance of the sensor to the joint).

Using a different type of AHRS and a biomechanical model decomposing the joint angle into anatomical referenced angles, Zhang et al. had identified mean errors within the same range for the hip, slightly higher for the knee and clearly lower for the ankle when computed over a single gait cycle (Hip: 2.5° F/E, 4.8° A/A, 3.0° I/E; Knee: 1.9° F/E, 5.1° A/A, 2.7° I/E; Ankle: 2.2° F/E, 1.8° A/A, 1.8° I/E) [23]. Ferrari et al. have reported comparable CMCs for the hip and the knee but higher CMCs for the trunk and the ankle for levelled walking at self-selected speed [19]. The differences observed could be in part explained by the bigger variation in the conditions of motion introduced in the current study (20 participants aged between 18 and 83 years old walking at slow and fast paces compared to four participants aged between 26 and 31 years old, walking at self-selected pace) which produces a larger variation in the angular velocity spectrum of the motion as well as in the linear acceleration associated with the motion. As far as the STS is concerned, the RMSD and CMC values obtained for the upper trunk and the pelvis using the system's tuning parameters recommended for human motions are within the same range as the values reported in the literature, although those studies argued that there is a need for specific tuning of the fusion algorithm to obtain these performances [31, 32]. To the authors' knowledge, no validation study has addressed the accuracy of the orientation data during the turning phase. However, a recent publication has shown that turning performance is compromised in diseases such as

PD [45]. Yet, spatiotemporal characteristics of turn have shown weak reliability when tested during five consecutive days on twelve community dwellers older adults [46]. Considering the low reliability of current turn characteristics combined with the fact that turns may occur far more often than straight walking during normal in-home activity, it makes sense to deploy the required efforts to derive specific parameters for that task. The level of error obtained for segments tracking suggests that such orientation could be useful to enhance the analysis of the “quality” of a turn.

The accuracy portrait presented in this paper also supports the idea that pairing AHRS to get joint angular motion does affect the accuracy [12, 14, 15]. Indeed, global mean absolute sensor accuracy varied between 1.3° and 2.4° depending on the task performed, while it varied between 1.9° and 4.6° for relative sensor kinematics accuracy over the same tasks. Furthermore, a diminution in the agreement between the systems was shown when considering joint angle variations versus segment orientation variations ($0.82 \leq \text{CMC} \leq 1.0$ at segment level, $0.50 \leq \text{CMC} \leq 1.0$), again supporting the idea that pairing of modules affects accuracy. The extent of the differences tends to show that there is more to it than only measurement error addition. The difference in velocity between the segments as well as the difference in environment may also contribute to this error. Hence, when information of interest can be measured using a single module versus two (e.g. trunk motion during sit-to-stand which can be assessed looking at the change in orientation of the upper trunk module or change in relative orientation of the upper trunk with respect to the pelvis), a single module approach should be prioritized as it seems more robust.

The current study also aimed at extrapolating the accuracy results to better understand the variations based on the movements characteristics and, in the meantime, identifying an optimal region of operations for commercially available AHRS in clinical biomechanics. As such, it was shown that the variation in accuracy level is partly related to the type of motion performed as well as to the level of angular velocity registered by the gyroscope. Crossing those analyses together, however, revealed that the velocity of so-called “single angle motion” remained below $50^{\circ}/\text{s}$ in the vast majority of cases which may explain its superiority to global pendulum motion which is present throughout the range of velocity categories. Hence, angular velocity seems to have a predominant effect on accuracy, with an optimal

region of operations identified for the IGS-180 between $25^{\circ}/s$ and $75^{\circ}/s$. As a guideline for interpretation, it can be noted that 85% of the walking tasks were classified between $25^{\circ}/s$ and $75^{\circ}/s$ with regards to the hip, 80% were identified in categories between $50^{\circ}/s$ and $100^{\circ}/s$ at the knee and 85% of the ankle trials were classified between $50^{\circ}/s$ and $125^{\circ}/s$. In other words, the results tend to demonstrate that the algorithm was specifically tuned for lower-limb joint angle estimation during gait. Any variation from these conditions may have an impact on accuracy. In quasi-static conditions (i.e. velocity $<25^{\circ}/s$), the magnetic environment is also quasi-constant and may be perturbed. If the module remains in these conditions for longer than a system-specific period of time, the magnetic compensation algorithm will identify this new environment as the goal reference and slowly adapt its global reference to meet this new environment, causing a drift in the data. In the current study conditions, this situation is believed to happen mainly at foot level during the STS, possibly explaining the variability shown in the results. Indeed, common building construction material perturbed the magnetic field at the floor level, which perturbations decreased in importance as we move away from the floor [41, 47]. The sensors being static for a certain period of time prior to initiating the STS, the drift was, in some cases, present. For researchers and clinicians, this translates into a required increased awareness of environmental conditions when AHRS are used to assess quasi-static motions (e.g. balance tests). At the other end, would a researcher want to assess the kinematics of figure skating, he should be aware that orientation accuracy may worsen during specific spins. Hence, depending on the goal, it may be required to fine-tune the fusion algorithm to obtain reliable results. Overall, the variation in accuracy portrayed in this study demonstrate the importance of knowing the accuracy of the measurement system for the specific context of use. As such, the analysis of the impact of the type of motion and the velocity on accuracy allows to generalize the conclusions for different types of motion. Furthermore, such conclusions may be used to develop automatic quality control on data to increase reliability, as proposed by Lebel K, Boissy P, Nguyen H and Duval C [48].

The main limitation of the study is the fact that the analysis was performed on a single commercially available system, somehow limiting its generalizability. However, comparative studies in controlled conditions have shown that velocity and types of motion

impacts are common to some of the most popular commercial systems (Xsens MTx, Opal APDM and Inertial Labs OSv3) [14, 15]. Xsens also clearly states in their MTx specifications datasheets that the orientation dynamic accuracy may vary depending on the type of motion performed [49]. It is therefore presumed that current commercially available AHRS for biomechanics will have similar behaviour in terms of optimal region of operations and that researchers should be aware of that.

The other important limitation of this study concerns the fact that it concentrates on the evaluation to the sensors kinematics without consideration of the biomechanical model. This specific methodological choice was made in order to enhance the understanding of the technological limitations themselves. Clinicians and researchers should, however, be aware that the accuracy of any technological equipment used for mobility assessment does not only depend upon the technological capability to measure accurately motion in the context of use, but also on soft tissue artifacts due to the positioning and fixation of the modules as well as errors due to anatomical calibration and referencing [22, 35, 36, 38, 50, 51]. To the authors' opinion, these issues should be addressed separately as they are of a different nature.

Conclusions

The results from the present study emphasize the possibility to use AHRS for clinical evaluation of biomechanics, but the accuracy of kinematics data varies according to the task performed and the segment/joint tracked. Pairing of modules to assess joint kinematics also affects accuracy compared to segment kinematics. The observed variation in accuracy was partially explained by the varying angular velocity of the segments and the environment in which the movements are performed. This needs to be taken into consideration by clinicians when judging the clinical meaningfulness and limitations of the observed changes in joint kinematics captured by AHRS.

List of abbreviations

AHRS Attitude and Heading Reference System

CMC Coefficient of Multiple Correlation

IMU	Inertial Measurement Unit
MAD	Mean Absolute Difference
MPU	Mobile Processing Unit
RMSD	Root-Mean-Squared Difference
STS	Sit-To-Stand transfer
TUG	Timed Up and Go

Declarations

Ethics: All participants gave their informed consent following the procedure approved by the CSSH-IUGS ethics committee.

Consent for publication: Not Applicable.

Availability of data and material: The datasets used and/or analyzed during the current study available from the corresponding author on reasonable request.

Competing interests: The authors declare that they have no competing interests.

Funding: This study was conducted as part of the EMAP project funded by the Canadian Institutes of Health Research (CIHR). Karina Lebel was financially supported for this study by the Fonds de recherche du Québec—Santé (FRQS) and Research Centre on Aging.

Authors Contributions: Karina Lebel conceived, designed and performed the experiment, analyzed the data and wrote the paper; Patrick Boissy and Christian Duval conceived and designed the experiment and reviewed the paper; Hung Nguyen reviewed the analysis and the paper.

Acknowledgments: This project was conducted as part of the research program of the EMAP group which members are Mandar Jog (Department of Clinical Neurological Sciences, Neurology, Schulich School of Medicine & Dentistry, University of Western Ontario), Mark Speechley (Department of Epidemiology and Biostatistics, University of Western Ontario),

Anthony Karelis (Department of Exercise Science, UQAM), Claude Vincent (Department of Rehabilitation, Université Laval), James Frank (Faculty of Human Kinetics, University of Windsor) and Roderick Edwards (Department Mathematics and Statistics, University of Victoria). This research was financially supported by Canadian Institutes of Health Research (project: Ecological Mobility in Aging and Parkinson's), the Fonds de recherche du Québec—Santé (FRQS) and the Research Centre on Aging

References

1. Fong DTP, Chan YY. The use of wearable inertial motion sensors in human lower limb biomechanics studies: A systematic review. *Sensors (Switzerland)*. 2010; 10:11556-11565.
2. Sprager S, Juric MB. Inertial Sensor-Based Gait Recognition: A Review. *Sensors (Basel)*. 2015; 15:22089-22127.
3. Reenalda J, Maartens E, Homan L, Buurke JH. Continuous three dimensional analysis of running mechanics during a marathon by means of inertial magnetic measurement units to objectify changes in running mechanics. *Journal of Biomechanics*. 2016.
4. Chardonens J, Favre J, Cuendet F, Gremion G, Aminian K. A system to measure the kinematics during the entire ski jump sequence using inertial sensors. *Journal of Biomechanics*. 2013; 46:56-62.
5. Bolink SAAN, Lenguerrand E, Brunton LR, Wylde V, Gooberman-Hill R, Heyligers IC, et al. Assessment of physical function following total hip arthroplasty: Inertial sensor based gait analysis is supplementary to patient-reported outcome measures. *Clinical Biomechanics*. 2016; 32:171-179.
6. Roldán-Jiménez C, Cuesta-Vargas AI. Age-related changes analyzing shoulder kinematics by means of inertial sensors. *Clinical Biomechanics*. 2016; 37:70-76.
7. Millor N, Lecumberri P, Gomez M, Martinez-Ramirez A, Izquierdo M. Kinematic Parameters to Evaluate Functional Performance of Sit-to-Stand and Stand-to-Sit Transitions Using Motion Sensor Devices: A Systematic Review. *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*. 2014; 22:926-936.
8. Rahimi F, Bee C, Duval C, Boissy P, Edwards R, Jog M. Using ecological whole body kinematics to evaluate effects of medication adjustment in Parkinson disease. *J Parkinsons Dis*. 2014; 4:617-627.
9. Iosa M, Picerno P, Paolucci S, Morone G. Wearable inertial sensors for human movement analysis. *Expert Rev Med Devices*. 2016; 13:641-659.

10. Brennan A, Zhang J, Deluzio K, Li Q. Quantification of inertial sensor-based 3D joint angle measurement accuracy using an instrumented gimbal. *Gait and Posture*. 2011; 34:320-323.
11. Cutti AG, Giovanardi A, Rocchi L, Davalli A. A simple test to assess the static and dynamic accuracy of an inertial sensors system for human movement analysis. *Conference proceedings : Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society IEEE Engineering in Medicine and Biology Society Conference*. 2006; 1:5912-5915.
12. Picerno P, Cereatti A, Cappozzo A. A spot check for assessing static orientation consistency of inertial and magnetic sensing units. *Gait and Posture*. 2011; 33:373-378.
13. Godwin A, Agnew M, Stevenson J. Accuracy of Inertial Motion Sensors in Static, Quasistatic, and Complex Dynamic Motion. *Journal of Biomechanical Engineering*. 2009; 131:114501-114501.
14. Lebel K, Boissy P, Hamel M, Duval C. Inertial Measures of Motion for Clinical Biomechanics: Comparative Assessment of Accuracy under Controlled Conditions - Effect of Velocity. *PLoS ONE*. 2013; 8:e79945.
15. Lebel K, Boissy P, Hamel M, Duval C. Inertial Measures of Motion for Clinical Biomechanics: Comparative Assessment of Accuracy under Controlled Conditions – Changes in Accuracy over Time. *PLoS ONE*. 2015; 10:e0118361.
16. Brodie MA, Walmsley A, Page W. Dynamic accuracy of inertial measurement units during simple pendulum motion. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. 2008; 11:235-242.
17. Gallagher A, Matsuoka Y, Wei-Tech A: An efficient real-time human posture tracking algorithm using low-cost inertial and magnetic sensors. In *Intelligent Robots and Systems, 2004 (IROS 2004) Proceedings 2004 IEEE/RSJ International Conference on; 28 Sept.-2 Oct. 2004*. 2004: 2967-2972 vol.2963.
18. Esser P, Dawes H, Collett J, Howells K. IMU: Inertial sensing of vertical CoM movement. *Journal of Biomechanics*. 2009; 42:1578-1581.
19. Ferrari A, Cutti AG, Garofalo P, Raggi M, Heijboer M, Cappello A, et al. First in vivo assessment of "outwalk": A novel protocol for clinical gait analysis based on inertial and magnetic sensors. *Medical and Biological Engineering and Computing*. 2010; 48:1-15.
20. Esser P, Dawes H, Collett J, Feltham MG, Howells K. Validity and inter-rater reliability of inertial gait measurements in Parkinson's disease: A pilot study. *Journal of Neuroscience Methods*. 2012; 205:177-181.

21. Rouhani H, Favre J, Crevoisier X, Aminian K. Measurement of multi-segment foot joint angles during gait using a wearable system. *Journal of Biomechanical Engineering*. 2012; 134.
22. Seel T, Raisch J, Schauer T. IMU-based joint angle measurement for gait analysis. *Sensors (Switzerland)*. 2014; 14:6891-6909.
23. Zhang JT, Novak AC, Brouwer B, Li Q. Concurrent validation of Xsens MVN measurement of lower limb joint angular kinematics. *Physiological Measurement*. 2013; 34:N63-N69.
24. Bergamini E, Ligorio G, Summa A, Vannozzi G, Cappozzo A, Sabatini AM. Estimating orientation using magnetic and inertial sensors and different sensor fusion approaches: Accuracy assessment in manual and locomotion tasks. *Sensors (Switzerland)*. 2014; 14:18625-18649.
25. Roetenberg D, Baten CTM, Veltink PH. Estimating body segment orientation by applying inertial and magnetic sensing near ferromagnetic materials. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*. 2007; 15:469-471.
26. Plamondon A, Delisle A, Larue C, Brouillette D, McFadden D, Desjardins P, et al. Evaluation of a hybrid system for three-dimensional measurement of trunk posture in motion. *Applied Ergonomics*. 2007; 38:697-712.
27. Kim S, Nussbaum MA. Performance evaluation of a wearable inertial motion capture system for capturing physical exposures during manual material handling tasks. *Ergonomics*. 2012; 56:314-326.
28. Favre J, Jolles BM, Aissaoui R, Aminian K. Ambulatory measurement of 3D knee joint angle. *Journal of Biomechanics*. 2008; 41:1029-1035.
29. Bakhshi S, Mahoor MH, Davidson BS: Development of a body joint angle measurement system using IMU sensors. In *Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS*. 2011: 6923-6926.
30. Bergmann JHM, Mayagoitia RE, Smith ICH. A portable system for collecting anatomical joint angles during stair ascent: a comparison with an optical tracking device. United Kingdom, Europe: BioMed Central Ltd.; 2009.
31. Giansanti D, Maccioni G, Benvenuti F, Macellari V. Inertial measurement units furnish accurate trunk trajectory reconstruction of the sit-to-stand manoeuvre in healthy subjects. *Med Biol Eng Comput*. 2007; 45:969-976.
32. Boonstra MC, van der Slikke RM, Keijsers NL, van Lummel RC, de Waal Malefijt MC, Verdonchot N. The accuracy of measuring the kinematics of rising from a chair with accelerometers and gyroscopes. *J Biomech*. 2006; 39:354-358.

33. Picerno P, Cereatti A, Cappozzo A. Joint kinematics estimate using wearable inertial and magnetic sensing modules. *Gait & Posture*. 2008; 28:588-595.
34. Favre J, Aissaoui R, Jolles BM, de Guise JA, Aminian K. Functional calibration procedure for 3D knee joint angle description using inertial sensors. *Journal of Biomechanics*. 2009; 42:2330-2335.
35. Leardini A, Chiari L, Croce UD, Cappozzo A. Human movement analysis using stereophotogrammetry: Part 3. Soft tissue artifact assessment and compensation. *Gait & Posture*. 2005; 21:212-225.
36. Helling G. Solutions for Positioning Inertia Measurement Units for Motion Tracking. pp. 98: University of Twente; 2012:98.
37. Cappozzo A, Della Croce U, Leardini A, Chiari L. Review: Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 1: theoretical background. *Gait & Posture*. 2005; 21:186-196.
38. Robert-Lachaine X, Mecheri H, Larue C, Plamondon A. Validation of inertial measurement units with an optoelectronic system for whole-body motion analysis. *Medical & Biological Engineering & Computing*. 2016:1-11.
39. Lebel K, Boissy P, Duval C, Jog M, Speechley M, Karelis A, et al: Assessing the Validity of Attitude and Heading Reference Systems for Biomechanical Evaluation of Motions - A Methodological Proposal. In *International Conference on Biomedical Electronics and Devices; Angers, France*. 2014: 230-237.
40. Rehabilitation Measures Database: Timed Up and Go. Rehabilitation Institute of Chicago. 2010.
[<http://www.rehabmeasures.org/Lists/RehabMeasures/DispForm.aspx?ID=903>]
Accessed 2016-09-16.
41. de Vries WHK, Veeger HEJ, Baten CTM, van der Helm FCT. Magnetic distortion in motion labs, implications for validating inertial magnetic sensors. *Gait and Posture*. 2009; 29:535-541.
42. Miezal M, Taetz B, Bleser G. On Inertial Body Tracking in the Presence of Model Calibration Errors. *Sensors (Basel)*. 2016; 16.
43. McGinley JL, Baker R, Wolfe R, Morris ME. The reliability of three-dimensional kinematic gait measurements: A systematic review. *Gait & Posture*. 2009; 29:360-369.
44. Ferrari A, Cutti AG, Cappello A. A new formulation of the coefficient of multiple correlation to assess the similarity of waveforms measured synchronously by different motion analysis protocols. *Gait and Posture*. 2010; 31:540-542.

45. Mancini M, El-Gohary M, Pearson S, McNames J, Schlueter H, Nutta JG, et al. Continuous monitoring of turning in Parkinson's disease: Rehabilitation potential. *NeuroRehabilitation*. 2015; 37:3-10.
46. Smith E, Walsh L, Doyle J, Greene B, Blake C. The reliability of the quantitative timed up and go test (QTUG) measured over five consecutive days under single and dual-task conditions in community dwelling older adults. *Gait & Posture*. 2016; 43:239-244.
47. Palermo E, Rossi S, Patanè F, Cappa P. Experimental evaluation of indoor magnetic distortion effects on gait analysis performed with wearable inertial sensors. *Physiological Measurement*. 2014; 35:399.
48. Lebel K, Boissy P, Nguyen H, Duval C. Autonomous Quality Control of Joint Orientation Measured with Inertial Sensors. *Sensors*. 2016; 16:1037.
49. MTx Technical Specifications. Xsens. [<https://www.xsens.com/wp-content/uploads/2013/11/mtx-leaflet.pdf>] Accessed January 25th 2016.
50. Baker R. Gait analysis methods in rehabilitation. *J Neuroeng Rehabil*. 2006; 3:4.
51. Cutti AG, Ferrari A, Garofalo P, Raggi M, Cappello A. 'Outwalk': A protocol for clinical gait analysis based on inertial and magnetic sensors. *Medical and Biological Engineering and Computing*. 2010; 48:17-25.

5.3 Validation d'une technique de contrôle qualité automatisé des mesures d'angle relatif

Les études de validation précédentes ont permis de déterminer que les mesures d'orientation issues de centrales inertielles ont une validité intéressante permettant leur utilisation en biomécanique clinique. Toutefois, la variation de justesse observée, spécialement au niveau des articulations, fait ombre aux possibilités réelles. En effet, cette justesse varie en fonction de l'environnement, du mouvement effectué, de l'articulation évaluée, du positionnement du capteur ainsi que de la définition et de la procédure de calibration utilisées. L'impact réel de ces effets sur la justesse de la mesure d'orientation est la résultante de l'interaction entre ces différents facteurs. Alors que les études d'optimisation rapportée dans la littérature s'affairent à proposer des algorithmes de compensation magnétique plus efficaces ou encore à coupler les systèmes inertiels avec un système de mesure complémentaire, on peut se questionner à savoir si, pour utiliser de façon efficace les centrales inertielles, on se doit de toujours avoir une mesure optimale ou si l'on doit plutôt savoir quand cette mesure est à l'intérieur ou non d'un seuil acceptable, établi en fonction du but poursuivi. La présente étude adopte donc une posture utilisateur, proposant une approche de contrôle automatisé de la qualité de la mesure d'orientation relative basée sur l'intelligence artificielle.

Brièvement, l'intelligence artificielle permet de développer des algorithmes visant à permettre à des systèmes d'adopter un comportement intelligent tel que la prise de décision. Parmi ces algorithmes, on retrouve le réseau de neurones, reconnu comme un outil efficace pour la classification d'items basés sur une série de caractéristiques. La présente étude vise donc à valider l'utilité d'un algorithme de contrôle qualité basé sur un réseau de neurones artificiels pour fournir une rétroaction automatique sur la qualité de la mesure d'orientation relative capturée. Afin de développer et de tester l'efficacité de cette approche, les données recueillies lors de l'étude de validation en conditions cliniques d'évaluation de la mobilité (section 5.2) ont été utilisées. Les détails associés à la conception de l'algorithme et à la validation effectuée sont disponibles dans le manuscrit qui suit.

5.3.1 Article 4

Autonomous Quality Control of Joint Orientation Measured with Inertial Sensors

Auteurs de l'article : Karina Lebel, Patrick Boissy, Hung Nguyen, Christian Duval

Statut de l'article : Publié dans *Sensors*.

Lebel, K., Boissy, P., Nguyen, H. & Duval, C. (2016). Autonomous Quality Control of Joint Orientation Measured with Inertial Sensors. *Sensors*, 16 : 1037. doi:10.3390/s16071037.

Avant-propos : La conception de cette étude ainsi que la programmation, l'optimisation et l'évaluation de l'efficacité de l'algorithme étaient la responsabilité de madame Lebel. L'écriture du manuscrit a également été principalement réalisée par madame Lebel, assistée des coauteurs.

Préface : L'étude en conditions cliniques d'évaluation de la mobilité a permis non seulement de dresser un portrait des variations de justesse attribuable à la tâche effectuée et au segment ou à l'articulation mesurée, mais de démontrer que les CI performant mieux dans une zone de vitesse spécifique. En conditions quasi-statiques, il est présumé que les perturbations magnétiques peuvent avoir un effet prédominant sur la justesse, expliquant potentiellement la grande variation de justesse observée pour ces essais (p. ex. à la cheville pendant la tâche de transfert assis-debout). Ainsi, à partir de la littérature, des connaissances acquises pendant les études de validation ainsi que des notions techniques sur le fonctionnement des filtres de fusion, il semblait possible d'identifier une liste de facteurs pouvant influencer la justesse de la mesure d'orientation. À partir de ce constat, il devenait concevable de développer un algorithme autonome permettant la prédiction de la justesse de la mesure d'orientation selon une combinaison de facteurs directement appréciables à partir des mesures capteurs bruts. Toutefois, l'interaction de ces facteurs étant complexe, l'approche à préconiser devait tenir compte de cette complexité, d'où le choix du réseau de neurones artificiels. En effet, une telle approche permet de classifier des items, ici des essais, selon une série de caractéristiques, considérant leur interaction. Devant ce constat et le fait que les données de l'étude de validation semblaient suffisamment variées pour permettre la vérification de cette capacité à fournir une rétroaction autonome de la qualité de la mesure d'orientation, l'étude a vu le jour.

Résumé :

L'évaluation clinique de la mobilité fonctionnelle à un niveau biomécanique est traditionnellement effectuée en laboratoire, à l'aide de systèmes complexes et dispendieux. Le faible taux d'accessibilité à ces équipements, combiné à la tendance émergente favorisant l'évaluation de la mobilité en contexte naturel, expliquent l'intérêt porté par les cliniciens et les chercheurs envers les systèmes de mesure portables procurant des mesures spécifiques à la mobilité fonctionnelle. Parmi ces systèmes, on note les centrales inertielles qui permettent la capture de la cinématique des articulations pendant une tâche. Il est toutefois démontré que la justesse de la mesure d'orientation issue de centrales inertielles peut être affectée par l'environnement, l'articulation mesurée, le type de mouvement effectué et la vitesse de ce mouvement. Ainsi, cette étude explore l'utilisation d'un processus de contrôle qualité automatisé, basé uniquement sur les mesures des capteurs bruts des centrales inertielles, permettant une rétroaction sur la qualité de la mesure d'orientation mesurée au niveau d'une articulation. Pour ce faire, l'orientation relative au niveau du tronc, de la hanche, du genou et de la cheville de vingt participants a été acquise simultanément par des centrales inertielles et un système optoélectronique de capture du mouvement, et ce, durant une variété de tâches (transfert assis-debout, marche, retournement, phase assise) effectuée dans différentes conditions (vitesse, environnement). Un réseau de neurones a été développé, entraîné à partir des séquences provenant de la moitié des participants, et testé sur les séquences des dix autres participants. Ce réseau de neurones a permis la classification des différentes séquences comme *bonne* ou *mauvaise* avec une sensibilité et une spécificité au-delà de 83 %. Ces résultats confirment donc la possibilité et l'utilité d'effectuer un contrôle qualité automatisé sur les mesures d'orientation relative issues de centrales inertielles. L'approche proposée augmente la fiabilité, et donc le potentiel, des centrales inertielles pour l'acquisition de la cinématique articulaire, spécifiquement dans un contexte *big data* tel que le suivi à distance de la mobilité fonctionnelle d'un patient.

Reproduction :

Cet article est distribué selon les termes de la version 4.0 de la licence de Creative Commons (<http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>) qui permet, sans restriction, l'utilisation, la

distribution et la reproduction sur tout support, tant que les auteurs et les sources sont reconnus. Aucune modification à l'article publié n'a été effectuée.

Abstract: Clinical mobility assessment is traditionally performed in laboratories using complex and expensive equipment. The low accessibility to such equipment, combined with the emerging trend to assess mobility in a free-living environment, creates a need for body-worn sensors (e.g., inertial measurement units—IMUs) that are capable of measuring the complexity in motor performance using meaningful measurements, such as joint orientation. However, accuracy of joint orientation estimates using IMUs may be affected by environment, the joint tracked, type of motion performed and velocity. This study investigates a quality control (QC) process to assess the quality of orientation data based on features extracted from the raw inertial sensors' signals. Joint orientation (trunk, hip, knee, ankle) of twenty participants was acquired by an optical motion capture system and IMUs during a variety of tasks (sit, sit-to-stand transition, walking, turning) performed under varying conditions (speed, environment). An artificial neural network was used to classify good and bad sequences of joint orientation with a sensitivity and a specificity above 83%. This study confirms the possibility to perform QC on IMU joint orientation data based on raw signal features. This innovative QC approach may be of particular interest in a big data context, such as for remote-monitoring of patients' mobility.

Keywords: AHRS; IMU; MIMU; MARG; inertial sensors; attitude and heading reference system; 3D orientation tracking; joint orientation; artificial neural network; inertial motion capture; quality control.

Introduction

Advances in wearable sensor technology offers unique opportunities to clinicians and researchers to develop field-based approaches to remotely capture outcome measures traditionally studied under laboratory conditions. Remote patient monitoring with wearable sensors can be used to enhance and personalize a patient's medical follow-up. For instance, remote monitoring of a patient's mobility and physical functioning may enable early detection of symptoms related to specific neurological disorders, permitting rapid and personalized intervention. Amongst those wearable sensors, inertial measurement units (IMU) stand out as a promising option for remote patient monitoring. An IMU is a platform

that typically incorporates accelerometers, gyroscopes and magnetometers to measure linear acceleration, angular velocity and magnetic field, respectively. Combined with a fusion algorithm, the IMU becomes an attitude and heading reference system (AHRS) that estimates the orientation of the platform in a global reference frame based on gravity and magnetic north. The use of multiple AHRS on patients, therefore, enables tracking of the patients' joints' motion in different contexts of activities. AHRS can be categorized as movement monitor as it allows the tracking of the quality of the motion performed over and above the quantity of motion completed [1]. The diversity of sensors used within movement monitors allows the accurate capturing of spatiotemporal gait and turn characteristics, as well as joint kinematics under specific conditions [1–5]. Such characteristics were proven sensitive enough to differentiate between populations under controlled conditions and were also recently used as a clinical outcome to measure the efficiency of rivastigmine during a phase-2 drug trial [4,6,7]. In-home remote monitoring of turning was also efficiently characterized using spatiotemporal features of turning allowing early identification of symptoms related to Parkinson's disease and risk of falling [3,5]. Clinical outcomes directly based on joint kinematics using movement monitors is, however, less common. A possible explanation for this is the fact that studies have shown that the accuracy of joint orientation estimated with AHRS may vary according to the environment, the motion performed, the joint tracked, the sensor placement and the body calibration procedures and definition [2,8-29]. Indeed, AHRS uses magnetometers to complete the 3D orientation estimation of the module. Perturbations in the magnetic environment around the module can affect the ability of the algorithm to differentiate between actual motion of the platform and a change in environment. Magnetic compensation algorithms were developed to overcome those problems and are proven to work well in the case of transient perturbations (i.e., temporary perturbation of the magnetic field) [25,29-32]. However, persistent perturbations around a module will eventually affect the definition of its inertial frame. A persistent difference in the environments around two modules will affect their ability to refer to the same inertial frame, which is the foundation of AHRS' ability to track joint kinematics. Studies have also shown, under controlled and human conditions, that the type, the direction and the velocity of the motion performed, as well as the distance of the sensors from the centre of rotation, all contribute to the orientation accuracy behaviour [9,12,13,26,33]. Indeed, the nature of the motion itself and how it is

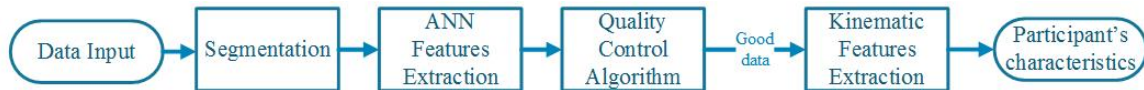
measured will have an impact on the extent of acceleration and angular velocity the AHRS is subjected to and, hence, on the accuracy of the orientation estimation. To limit the negative impacts of those factors on accuracy, some researchers have worked on more advanced orientation estimation algorithms, while others adjust the tuning of the algorithms to the movement performed, the joint tracked, and/or the population studied [24,32,34]. However, in a remote monitoring context, where a variety of movements will be performed at different speeds and in different environments throughout the day, such a specific tuning approach does not seem applicable [35]. Considering the tremendous amount of data recorded in a remote monitoring framework, several questions arise: do we need to have an optimal measurement for each and every task performed and joint tracked or do we need to know when that measurement is good or not? Building on the hypothesis that the quality of the orientation estimate depends upon the environment as well as the characteristics of the movement performed being within the optimal range of operation of the system or not, is it possible to discriminate between *good* and *bad* orientation estimates based solely on the IMU raw signals?

Artificial intelligence is a field of study focussing on the development of algorithms providing systems with an intelligent behaviour (e.g., decision-making, classification). Among those algorithms, artificial neural networks (ANNs) are recognized as an effective tool to distinguish patterns, enabling automatic classification of items based on a set of characteristics or input features [36]. The current study aims at investigating the use of a quality control (QC) algorithm, here, an artificial neural network, to automatically provide feedback on the quality of IMU joint orientation data acquired during a multitude of tasks, without further knowledge of the task performed or the joint tracked. Specifically, this paper aims at (1) developing a simple set of features based on IMU raw signals to characterize data segments; (2) verifying the ability of this set of features to discriminate between *good* and *bad* joint orientation estimates when fed into an ANN; and (3) evaluating the impact of such autonomous QC and clean-up processes on joint orientation estimate accuracy in a variety of tasks.

Materials and Methods

The goal pursued by the current QC process is to discriminate good and bad sequences in regards to joint orientation estimates. Guidelines on the reliability of kinematic parameters in clinical biomechanics suggest that an error of less than 2° is widely acceptable in a context of gait analysis, as it is within the natural variation of a kinematic parameter, while data with an error between 2° and 5° are also likely to be considered acceptable, depending on the intent (e.g., rehab progress or surgical decision) [37]. Based on those guidelines, a good sequence was defined as a sequence with a root-mean-squared difference (RMSD) smaller than 5° from an established gold standard. Sequences with RMSD larger than 10° are considered bad as the accuracy of those sequences is such that the conclusion one may draw from that data may be altered by the accuracy. Finally, sequences with RMSD between 5° and 10° are considered tolerable in a context of in-home mobility tracking, since useful information can still be drawn from those sequences (e.g., automatic task segmentation), although direct interpretation of those sequences shall be made with care. For this study, RMSD was evaluated comparing the joint orientation estimates provided by the IMU system to an optical motion capture gold standard [38]. The general flow of the QC process proposed in this study is illustrated in Figure 1.

Figure 1. Joint orientation estimates quality control process overview.



ANN Features

The quality feedback on joint orientation estimates was based on a series of features computed from the IMU sensors' raw signals (accelerometers, gyroscopes and magnetometer). No information on the task accomplished nor the joint tracked was supplied to the network in order to remain as general as possible. All features were selected based on evidence found in the literature about factors affecting AHRS orientation estimation accuracy [9,12,13,15,25,26,33].

The selected input features can be separated into two major categories, namely the features related to the AHRS accuracy itself (i.e., the ability of an AHRS to measure the orientation of the segment it is attached to) and the features related to the ability of two AHRS modules

to work together in order to enable accurate estimation of the orientation of a joint. Within the first category, the modules' environment first needs to be characterized to recognize if it is perturbed around each module. This was assessed using the mean deviation of the magnetic field around the module (from a reference value) as well as the variance of the magnetic field signal, which measures the stability of the magnetic field during the sequence. As mentioned earlier, the type of motion and the velocity at which the movement is performed shall also be taken into consideration. These facets of accuracy relate directly to the level of acceleration and angular velocities the modules are subjected to and their measures were, therefore, direct inputs to the QC algorithm. The positioning of the module is also reported affecting accuracy (i.e., the segment it is attached to and/or the distance from the joint's centre of rotation). Considering the positioning of the AHRS may vary even for the same segment (between individuals because of different anthropometric characteristics and between days for the same individual) and that the nature of the motion modulates the extent of the impact of position, this study specifically decided to use the measured AHRS' conditions of operation to directly feed the QC algorithm in order to try to recognize situations or zones of operation that are the most at risk to produce inaccurate orientation results. It was, therefore, presumed that feeding the QC algorithm with information on acceleration and angular velocity signals would automatically take into account variations due to the positioning of the module. Finally, the direction of the motion also being reported as affecting orientation estimation accuracy, the proportion of the angular velocity measured by each axis was fed into the QC algorithm as an approximation of how the movement was distributed on the different axes (i.e., proxy of the direction of the recorded movement).

The second category of features relates to the ability of two AHRS to work together to estimate joint orientation. The basic features chosen to be part of this category also relate to the environment. However, in this case, the focus was on the relationship between the modules applied in the joint orientation computation: are both modules referring to the same inertial reference frame? As mentioned earlier, a persistent difference in the magnetic environments around two modules will modify their reference regarding magnetic north which, in turn, will affect their respective definition of their inertial reference frame. Unfortunately, the consistency in the definition of the inertial frame between the modules is

the foundation of AHRS' ability to track joint kinematics. Thus, this relationship was first characterized using the difference in the mean magnetic fields around the two modules. A temporal component to that relationship is also believed to affect the quality of the orientation data. The difference in the mean magnetic fields from the previous sequence was, therefore, also fed into the QC algorithm for a grand total of 16 inputs, as summed up in Table 1. Inputs were normalized using the square root function and expressed as z-scores. Data with a z-score greater than ± 3 standard deviations were considered outliers and brought back to this ± 3 standard deviation limit where applicable.

Table 1. QC Input Features.

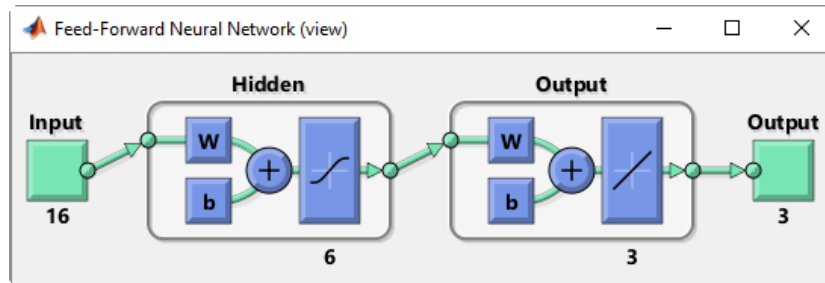
FEATURES CATEGORY	ASPECT	INPUT FEATURE
<i>AHRS accuracy</i>	Environment	<ul style="list-style-type: none"> • Deviation of the mean magnetic field from a reference value, for each module (inputs 1–2) • Variance of the magnetic field signal around each module (inputs 3–4)
	Motion performed	<ul style="list-style-type: none"> • Mean acceleration per module (inputs 5–6) • Mean angular velocity per module (inputs 7–8)
	Direction of motion	<ul style="list-style-type: none"> • Proportion of angular velocity measured on each axis (inputs 9–11 for module 1, inputs 12–14 for module 2)
<i>Joint estimation accuracy</i>	Environment	<ul style="list-style-type: none"> • Difference between the two modules' magnetic field (input 15)
		<ul style="list-style-type: none"> • Difference between the two modules' magnetic field in the previous sequence (input 16)

Quality Control Algorithm

An artificial neural network (ANN) approach was chosen as a proof of concept to formulate a QC algorithm capable of discriminating the *good* from the *bad* sequences with regards to orientation estimation (i.e., classify the sequences). The developed ANN is a feedforward network with a single hidden layer composed of six neurons. This simple configuration was chosen to minimize the chances of being overfit to the training sample while being complex enough to enable the detection of the subtle relationships between the different inputs. The neurons' activation function is a symmetric sigmoid. The resulting ANN was developed in

Matlab (MathWorks, Natick, MA, United States) and is shown in Figure 2. The network was trained with a Bayesian backpropagation principle and a sum of squared error (SSE) performance function. Distribution of the type of trials used for training (*good*, *tolerable*, and *bad*) was balanced using adaptable error gains (i.e., a classification error on a *bad* trial was “worth” more than on a *good* trial as there were fewer *bad* trials).

Figure 2. Artificial neural network architecture. The 16 inputs correspond to the features based on raw inertial signals defined in Table 1. Features are then processed at the hidden layer level composed of six neurons. Weights and bias are attributed for all inputs during the training process and neuron are activated following a symmetric sigmoid function. The resulting activation patterns are then again adjusted (output layer’s weights and bias) and summed up to determine the final classification.

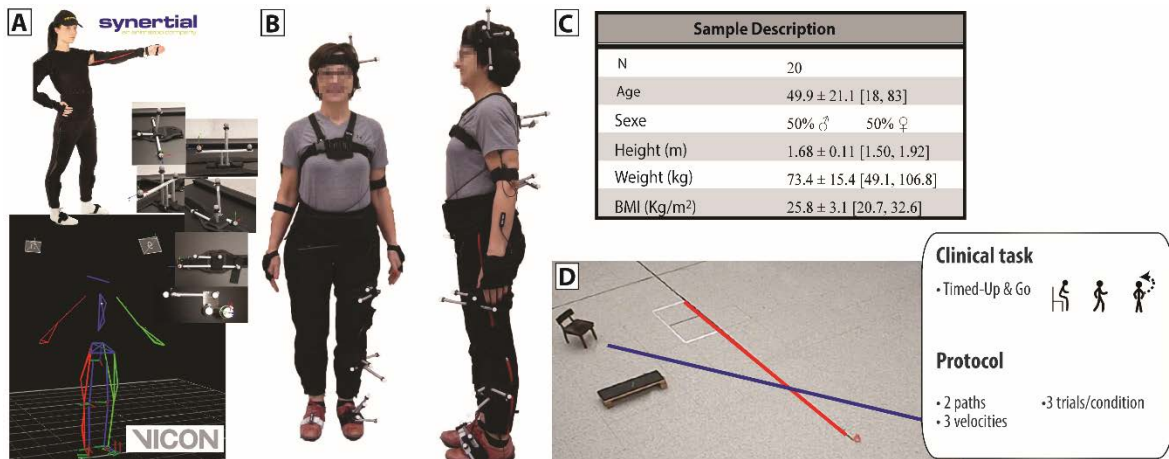


Experimental Procedure

Twenty asymptomatic adults aged between 18 and 83 years old (mean age = 49.9 years old) participated in the study. Detailed characteristics of the sample are available in panel C of Figure 3. After giving their informed consent, participants were instrumented with bundles on which an AHRS (model OSv3 from Inertial Labs, Paeonian Springs, VA, United States) and a set of passive markers were solidly affixed, as shown in panels A and B of Figure 3. The bundles were attached to their dedicated limb using Velcro straps so to minimize artefacts due to skin, tissue and muscle although such issue is not of a direct concern in the present accuracy study. The chosen configuration allowed for simultaneous tracking of the joint kinematics (trunk, hip, knee, and ankle) by the AHRS, as well as by a 12 camera optical motion capture system (8 MX20, 4 T40 from VICON, Oxford, UK). Participants were asked to perform a 5 m Timed Up and go (TUG) along two different paths and at different speeds (natural, slower, fastest yet safe). Each condition was repeated three times for a total of nine trials per individual. In-context accuracy assessment of the gold standard was performed for

this specific protocol and determined to be $0.002^\circ \pm 0.399^\circ$, following the dynamic evaluation process described in [38].

Figure 3. Setup and protocol. Joint accuracy validation is accomplished by comparison of the orientation data estimated by the AHRS with those obtained from an optical motion capture gold standard, VICON. (A) A subset of the AHRS is solidly affixed to a rigid body created with a minimum of four optical markers. (B) The assembled bundles are then placed on the body segments targeted for evaluation, namely the head, the upper trunk, the pelvis, and the left lower limb (thigh, shank, foot). (C) Twenty participants with a variety of anthropometric characteristics participated in this study, ensuring diverse conditions of realization of the tasks. (D) Participants were asked to perform a 5 m standardized Timed Up and go (TUG), a recognized clinical test including a number of basic mobility tasks. Tests were performed along two different paths and at different velocities.

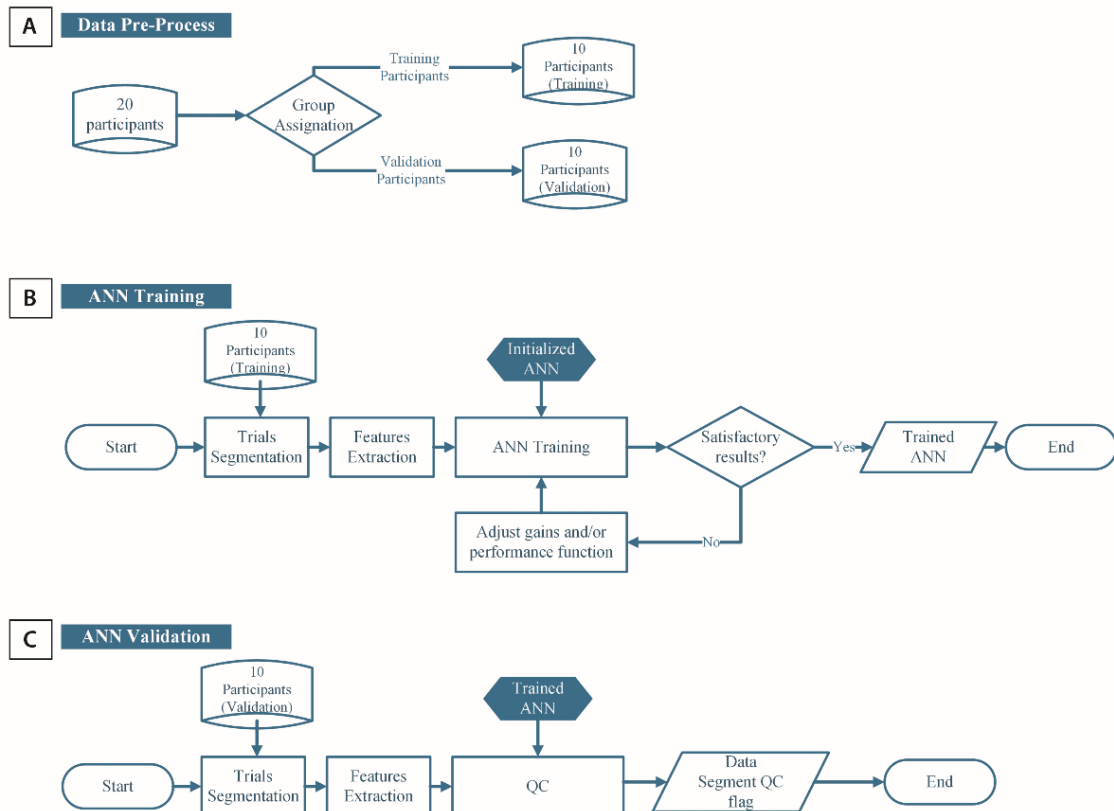


For the purpose of the current study, data were manually segmented in Nexus (v1.8.3); therefore, using gold standard data to identify the initial sitting phase, the sit-to-stand transfer phase, the two walking segments, the turning phase, and finally the turn-to-sit transfer phase. AHRS data, originally collected at 60 Hz, were first resampled at 100 Hz to match VICON's frequency and then synchronized using a cross-correlation approach. In both cases, joint orientation was computed as the relative orientation between two modules placed on adjacent segments, expressed in terms of their initial relative orientation. Global angular motion undergone by a joint during a specific task is then derived using the quaternion representation. Accuracy was established comparing the change in global joint motion measured by the AHRS compared to the change in global joint motion measured by the optical gold standard. Use of global motion approach to characterize accuracy is not the most common in biomechanics as it does not allow a direct association of the movement with a

specific plane of motion. However, it has the advantage of focussing on the measurement accuracy assessment or in-context technological measurement accuracy assessment, ignoring errors due to alignment protocols and/or biomechanical models. Further details on the methodology of the experiment are available in our previous studies [38].

A subset of 10 participants was randomly selected to train the QC algorithm (10 participants \times 9 trials \times 6 phases \times 4 joints = 2160 data) while data gathered from the 10 other participants were used to validate the algorithm. An overall view of the data processing workflow is available in Figure 4.

Figure 4. Data processing overall workflow using an ANN for joint orientation estimates quality control. **(A)** The 20 participants enrolled in the study were first divided into two groups, the first 10 being dedicated to the training of the QC algorithm while the other 10 allowed for validation of the algorithm. **(B)** Trials performed by the participants belonging to the training group were segmented into low-level tasks (sitting, sit-to-stand transfer, walking, turning, and turn-to-sit). For each data segment, a set of features based on the IMU raw signals were extracted. The ANN was then trained as long as satisfactory results regarding sensitivity and specificity are achieved and the resulting ANN becomes the so-called QC algorithm. **(C)** The performance of the QC algorithm is then verified using trials from another set of 10 participants (i.e., validation group).



Outcome Measures

The performance of the QC algorithm was evaluated by characterizing its overall sensitivity and specificity. In the current context, sensitivity is defined as the ability of the ANN to accept trials showing a RMSD smaller than 5° (i.e., *good* trials) while specificity relates to the network's ability to reject *bad* trials, namely those with a RMSD greater than 10° . A trial is considered to be "accepted" if categorized as *good* by the ANN. Hence, sensitivity corresponds to the proportion of good trials that were actually identified as such by the ANN (i.e., $N_{\text{accepted that are actually good}}/N_{\text{good}}$), while specificity corresponds to the proportion of *bad* trials that were not accepted (i.e., $N_{\text{bad}} - N_{\text{accepted even though bad}}/N_{\text{bad}}$). Arbitrarily, 80% was determined as an acceptable level of sensitivity and specificity to justify the interest in developing and using a neural network approach for autonomous data QC. The ultimate usefulness of the ANN relates to its ability to improve overall accuracy of the system, minimizing the variations in accuracy within and between tasks and joints reported in the literature. Hence, the usefulness of the proposed data QC approach will also be evaluated at this level, comparing accuracy levels with, and without QC, per task and joint.

Results

The sensitivity of the ANN was above 85% throughout the training and the validation process while its specificity remained above 83% (training sensitivity: 85.2%, training specificity: 84.1%; validation sensitivity: 86.7%, validation specificity: 83.6%; global sensitivity: 86.0%, global specificity: 83.9%). Data were kept when classified as *good* trials. The resulting distribution of the preserved sequences (i.e., % of good, tolerable, and bad sequences) is shown in the panel A of Figure 5 together with the original distribution of the data. The quality control process brought the distribution of the data close to equivalent for all joints. The largest difference in pre-/post-QC distribution occurs at the ankle level (original data: 38.8% *good*, 26.8% *tolerable*, 34.5% *bad*; quality-controlled data: 85.1% *good*, 9.8% *tolerable*, 5.1% *bad*). This benefit is also exposed in panel B of Figure 5, where the ankle mean RMSD is shown to decrease from $13.8^\circ \pm 12.4^\circ$ to $2.8^\circ \pm 3.9^\circ$, while the trunk, the knee, and the hip showed slight improvement.

Figure 5. Effect of data quality control using a neural network approach on (A) quality of sequence distribution and (B) joint orientation accuracy for a diversity of tasks.

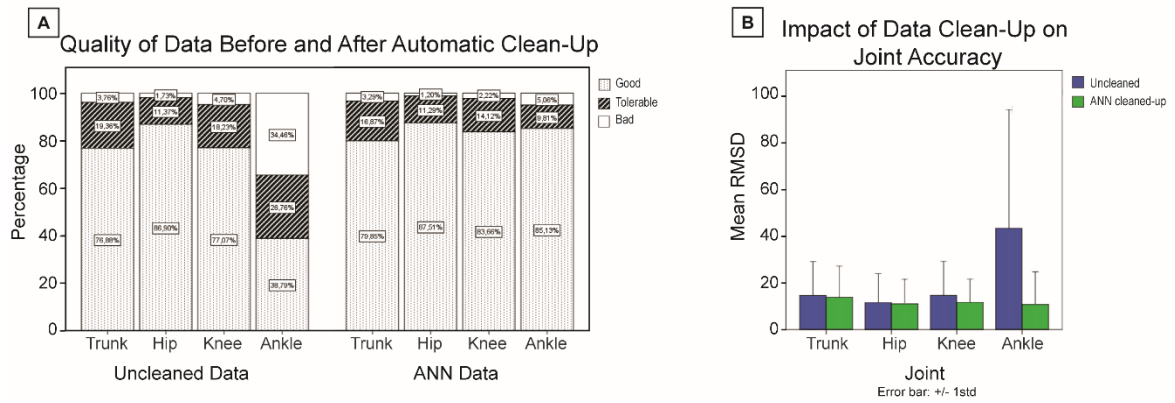


Table 2 reports the impact of the data quality control per task performed and joint tracked. The positive impact on ankle accuracy is also noticeable per task with an improvement in mean accuracy varying between 2.0° and 9.2° , and a greatly reduced dispersion.

Table 2. Impact of autonomous quality control of orientation data sequences per task and joint.

		ORIGINAL DATA			CLEANED-UP DATA (ANN)	
		N _{total}	N _{good}	RMSD _{total}	N _{accepted}	RMSD _{accepted}
Sit	<i>Trunk</i>	180	177	0.9° (1.4°)	177	0.7° (0.6°)
	<i>Hip</i>	180	177	0.7° (2.5°)	178	0.5° (0.6°)
	<i>Knee</i>	180	177	0.9° (2.8°)	178	0.7° (1.0°)
	<i>Ankle</i>	177	159	3.4° (10.1°)	157	1.2° (2.2°)
STS	<i>Trunk</i>	175	120	4.2° (2.5°)	113	3.6° (2.0°)
	<i>Hip</i>	175	165	2.1° (1.9°)	177	2.1° (1.9°)
	<i>Knee</i>	180	167	2.4° (2.3°)	169	2.2° (1.7°)
	<i>Ankle</i>	176	122	5.8° (9.4°)	124	3.8° (3.7°)
Walk	<i>Trunk</i>	349	266	4.3° (4.5°)	325	4.2° (4.0°)
	<i>Hip</i>	349	301	3.5° (4.0°)	331	3.3° (3.3°)
	<i>Knee</i>	359	260	4.3° (2.5°)	275	4.2° (2.4°)
	<i>Ankle</i>	351	51	14.3° (12.4°)	7	5.1° (2.4°)
Turn	<i>Trunk</i>	166	117	4.1° (2.5°)	141	4.0° (2.3°)
	<i>Hip</i>	166	133	3.8° (1.8°)	161	3.8° (1.9°)
	<i>Knee</i>	180	108	4.7° (2.6°)	81	4.5° (2.3°)
	<i>Ankle</i>	176	18	15.2° (10.9°)	2	6.4° (0.2°)
Turn-to-sit	<i>Trunk</i>	168	118	4.4° (3.5°)	157	4.5° (3.6°)
	<i>Hip</i>	168	126	3.9° (2.0°)	161	3.8° (1.9°)
	<i>Knee</i>	165	108	5.6° (5.7°)	62	4.1° (2.5°)
	<i>Ankle</i>	159	53	12.5° (15.2°)	26	6.0° (4.5°)

Note: N_{total}—number of data; N_{good}—number of good data (i.e., RMSD ≤ 5°); RMSD_{total}—Mean (std dev.) root-mean-square difference between AHRS joint orientation and reference joint orientation (all data); N_{kept}—number of data classified as good by the ANN; RMSD_{accepted}—Mean (std dev.) root-mean-square difference between AHRS joint orientation accepted by the ANN and their reference joint orientation.

Discussion

This study aimed at investigating the use of a quality control algorithm to provide feedback on the quality of joint orientation data estimated with AHRS. A single ANN approach for all joints and tasks was selected on the hypothesis that it will be more robust to variations in the execution of the tasks and environments when used on in-home remote monitoring data. The

level of sensitivity and specificity obtained using an artificial neural network reveals that simple input features based solely on raw inertial signals (i.e., without further knowledge of the task accomplished or the joint tracked) is sufficient to identify *good* and *bad* sequences, leading to an improved accuracy for all joints. The direct impact of the QC process is also noticeable per task where the improvement in accuracy is perceptible not only in mean RMSD, but also foremost in the reduction of the dispersion of the data. As expected, most of the QC involved orientation data computed at the knee and ankle levels. In the literature, it is shown that accuracy of joint orientation decreases with increased movement velocity (above a certain level) [26]. Assuming that IMUs are optimized for a specific range of operation, robustness of the joint accuracy estimate will more likely be affected for the knee and the ankle when walking and turning at high speed. Similarly, perturbations in the environment will have a major impact on joint accuracy at slow speed as the algorithm will then be tempted, after a certain period of time, to adapt to the actual environment. In this specific experimental study, the environmental impact was more inclined to occur during the sitting and the sit-to-stand transfer phases, at the ankle and the knee level, as magnetic perturbations mainly came from the floor. Hence, a combined effect of velocity and environment explains that QC had the most impact on the knee and the ankle orientation estimates.

One of the drawbacks of such a quality feedback approach is the resulting loss of data. Although not the direct scope of this study, it should be noted that the remaining numbers of data for the ankle during walking and turning are very small. In these specific conditions, only 10% to 15% of the original data were actually good data. Combined with the loss of data due to the sensitivity/specificity of the ANN, therefore, left only a small number of good data for these conditions. Improvement of the input features could enhance the sensitivity/specificity of the ANN and, therefore, reduce the loss of data occurring at the ankle level; however, improvement in the fusion algorithm for this specific joint would be even more desirable. For a specific case which would bring similar results at the ankle level, gait and turn mobility characteristics at the ankle level should better rely on raw inertial signals or consider correction of the orientation data first [39].

Again, the simple input features selected were enough to demonstrate that sensors' raw signals encompass the required information to predict the quality of the joint orientation estimation, but an improvement in these features may enhance differentiation between *good* and *tolerable* sequences. More complex features could also improve the classification of "extreme" sequences, namely those sequences where magnetic perturbation is coupled with high-speed movement (e.g., ankle during fast walking). The current version of the ANN allowed good QC specificity to *bad* trials in this situation, but the sensitivity to *good* sequences could be further improved. For example, the use of the maximum angular velocity (instead of the mean) could possibly enhance the response of the ANN for the ankle. Furthermore, the consistency in the sensitivity and specificity level attained during training and validation phases also tends to prove that the QC approach based on features extracted from IMU raw inertial signals is independent of the participants' characteristics, as these two actions were performed on a different set of participants. Furthermore, both young and elderly subgroups were composed of healthy participants and conditions in the realization of the tasks varied within a subgroup (e.g., participants' walking speed varied between individuals, some elderly participants walked faster than younger participants). Hence, in this case, variations in the conditions of motion is mainly attributed to anthropometric characteristics rather than age.

A limit to this study is the fact that the developed QC algorithm was only tested using one type of AHRS. One could, therefore, wonder if the approach is transferable to another system. Based on the conclusions of a study comparing three different commercially-available AHRS, factors affecting the robustness of AHRS orientation data accuracy (i.e., velocity, direction of motion, and environment) are consistent throughout the systems although the extent of the effects varies among the companies [12,13]. Hence, such a quality control approach may have to be retrained when used with different AHRS, but the principle would still work.

Finally, the current study methodology segmented the trials per task and applied the QC process on the created segments of data. However, it would be interesting to investigate the possibility of using such a QC process on a temporal basis (e.g., using 20s windows). The temporal impact of magnetic perturbations could, therefore, be better characterized. On the

other hand, using a task segmentation approach improves the straightforward usability of the QC process concept. Combined with automatic task segmentation algorithms based on AHRS data for free-living environments, the entire QC process introduced in Figure 1 could be autonomously performed [35,40,41]. Indeed, this work will eventually allow to automatically segment complex free-living activities and assess the performance of the person tested, while providing QC on the recorded data.

Conclusions

This study confirms the hypothesis that it is possible to perform an autonomous quality control on joint orientation data estimated from inertial signals. With the input features selected, being based solely on the inertial signals, the approach is generalizable to all joints and tasks, as shown in the current experiment. Autonomous QC post-processing of joint orientation data may be of particular interest for remote-monitoring of patients' mobility, enabling the use of orientation data on top of raw inertial signals.

Acknowledgments: This project was conducted as part of the research program of the EMAP group which members are Mandar Jog (Department of Clinical Neurological Sciences, Neurology, Schulich School of Medicine & Dentistry, University of Western Ontario), Mark Speechley (Department of Epidemiology and Biostatistics, University of Western Ontario), Anthony Karelis (Department of Kinesiology, UQAM), Claude Vincent (Department of Rehabilitation, Université Laval), James Frank (Faculty of Human Kinetics, University of Windsor) and Roderick Edwards (Department Mathematics and Statistics, University of Victoria). This research was financially supported by Canadian Institutes of Health Research (project: Ecological Mobility in Aging and Parkinson's), the Fonds de recherche du Quebec-Santé (FRQS) and the Research Center on Aging.

Author Contributions: Karina Lebel conceived, designed and performed the experiment, analyzed the data and wrote the paper; Patrick Boissy and Christian Duval conceived the experiment and reviewed the paper; Hung Nguyen reviewed the analysis and the paper.

Conflicts of Interest: The authors declare no conflict of interest.

Abbreviations

The following abbreviations are used in this manuscript:

AHRS Attitude and Heading Reference System

ANN Artificial Neural Network

IMU Inertial Measurement Unit

References

1. Horak, F.; King, L.; Mancini, M. Role of body-worn movement monitor technology for balance and gait rehabilitation. *Phys. Ther.* 2015, *95*, 461–470.
2. Cutti, A.G.; Ferrari, A.; Garofalo, P.; Raggi, M.; Cappello, A. 'Outwalk': A protocol for clinical gait analysis based on inertial and magnetic sensors. *Med. Biol. Eng. Comput.* 2010, *48*, 17–25.
3. Mancini, M.; El-Gohary, M.; Pearson, S.; McNames, J.; Schlueter, H.; Nutt, J.G.; King, L.A.; Horak, F.B. Continuous monitoring of turning in parkinson's disease: Rehabilitation potential. *NeuroRehabilitation* 2015, *37*, 3–10.
4. Salarian, A.; Horak, F.B.; Zampieri, C.; Carlson-Kuhta, P.; Nutt, J.G.; Aminian, K. Itug, a sensitive and reliable measure of mobility. *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.* 2010, *18*, 303–310.
5. Mancini, M.; Schlueter, H.; El-Gohary, M.; Mattek, N.; Duncan, C.; Kaye, J.; Horak, F.B. Continuous monitoring of turning mobility and its association to falls and cognitive function: A pilot study. *J. Gerontol. A Biol. Sci. Med. Sci.* 2016, doi: 10.1093/gerona/glw019.
6. Salarian, A.; Zampieri, C.; Horak, F.B.; Carlson-Kuhta, P.; Nutt, J.G.; Aminian, K. Analyzing 180 degrees turns using an inertial system reveals early signs of progression of parkinson's disease. In Proceedings of the 2009 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Minneapolis, MN, USA, 3–6 September 2009; pp. 224–227.
7. Henderson, E.J.; Lord, S.R.; Brodie, M.A.; Gaunt, D.M.; Lawrence, A.D.; Close, J.C.T.; Whone, A.L.;

- Ben-Shlomo, Y. Rivastigmine for gait stability in patients with parkinson's disease (respond): A randomised, double-blind, placebo-controlled, phase 2 trial. *Lancet Neurol.* 2016, *15*, 249–258.
8. Picerno, P.; Cereatti, A.; Cappozzo, A. Joint kinematics estimate using wearable inertial and magnetic sensing modules. *Gait Posture* 2008, *28*, 588–595.
 9. Brodie, M.A.; Walmsley, A.; Page, W. Dynamic accuracy of inertial measurement units during simple pendulum motion. *Comput. Methods Biomech. Biomed. Eng.* 2008, *11*, 235–242.
 10. Brodie, M.A.; Walmsley, A.; Page, W. The static accuracy and calibration of inertial measurement units for 3d orientation. *Comput. Methods Biomech. Biomed. Eng.* 2008, *11*, 641–648.
 11. Godwin, A.; Agnew, M.; Stevenson, J. Accuracy of inertial motion sensors in static, quasistatic, and complex dynamic motion. *J. Biomech. Eng.* 2009, *131*, 114501–114501.
 12. Lebel, K.; Boissy, P.; Hamel, M.; Duval, C. Inertial measures of motion for clinical biomechanics: Comparative assessment of accuracy under controlled conditions—Effect of velocity. *PLoS ONE* 2013, *8*, e79945.
 13. Lebel, K.; Boissy, P.; Hamel, M.; Duval, C. Inertial measures of motion for clinical biomechanics: Comparative assessment of accuracy under controlled conditions—Changes in accuracy over time. *PLoS ONE* 2015, *10*, e0118361.
 14. Brückner, H.P.; Krüger, B.; Blume, H. Reliable orientation estimation for mobile motion capturing in medical rehabilitation sessions based on inertial measurement units. *Microelectron. J.* 2014, *45*, 1603–1611.
 15. Roetenberg, D.; Luinge, H.; Veltink, P. Inertial and magnetic sensing of human movement near ferromagnetic materials. In Proceedings of the 2nd IEEE/ACM International Symposium on Mixed and Augmented Reality, Waskington DC, USA, 7–10 October 2003; pp 268–269.
 16. Bachmann, E.R.; Yun, X.; Peterson, C.W. An investigation of the effects of magnetic variations on inertial/magnetic orientation sensors. In Proceedings of the 2004 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA '04), New Orleans, LA, USA, 26 April–1 May 2004; pp 1115–1122.

17. de Vries, W.H.K.; Veeger, H.E.J.; Baten, C.T.M.; van der Helm, F.C.T. Magnetic distortion in motion labs, implications for validating inertial magnetic sensors. *Gait Posture* 2009, *29*, 535–541.
18. Gallagher, A.; Matsuoka, Y.; Wei-Tech, A. An efficient real-time human posture tracking algorithm using low-cost inertial and magnetic sensors. In Proceedings of the 2004 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS 2004), Sendai, Japan, 28 September–2 October 2004; pp 2967–2972.
19. Ferrari, A.; Cutti, A.G.; Garofalo, P.; Raggi, M.; Heijboer, M.; Cappello, A.; Davalli, A. First in vivo assessment of "outwalk": A novel protocol for clinical gait analysis based on inertial and magnetic sensors. *Med. Biol. Eng. Comput.* 2010, *48*, 1–15.
20. Esser, P.; Dawes, H.; Collett, J.; Feltham, M.G.; Howells, K. Validity and inter-rater reliability of inertial gait measurements in Parkinson's disease: A pilot study. *J. Neurosci. Methods* 2012, *205*, 177–181.
21. Rouhani, H.; Favre, J.; Crevoisier, X.; Aminian, K. Measurement of multi-segment foot joint angles during gait using a wearable system. *J. Biomech. Eng.* 2012, *134*, 061006.
22. Seel, T.; Raisch, J.; Schauer, T. IMU-based joint angle measurement for gait analysis. *Sensors* 2014, *14*, 6891–6909.
23. Zhang, J.T.; Novak, A.C.; Brouwer, B.; Li, Q. Concurrent validation of Xsens MVN measurement of lower limb joint angular kinematics. *Physiol. Meas.* 2013, *34*, N63–N69.
24. Bergamini, E.; Ligorio, G.; Summa, A.; Vannozzi, G.; Cappozzo, A.; Sabatini, A.M. Estimating orientation using magnetic and inertial sensors and different sensor fusion approaches: Accuracy assessment in manual and locomotion tasks. *Sensors* 2014, *14*, 18625–18649.
25. Roetenberg, D.; Baten, C.T.M.; Veltink, P.H. Estimating body segment orientation by applying inertial and magnetic sensing near ferromagnetic materials. *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.* 2007, *15*, 469–471.
26. Plamondon, A.; Delisle, A.; Larue, C.; Brouillette, D.; McFadden, D.; Desjardins, P.; Larivière, C. Evaluation of a hybrid system for three-dimensional measurement of trunk posture in motion. *Appl. Ergon.* 2007, *38*, 697–712.

27. Kim, S.; Nussbaum, M.A. Performance evaluation of a wearable inertial motion capture system for capturing physical exposures during manual material handling tasks. *Ergonomics* 2012, *56*, 314–326.
28. Kendell, C.; Lemaire, E.D. Effect of mobility devices on orientation sensors that contain magnetometers. *J. Rehabil. Res. Dev.* 2009, *46*, 957–962.
29. Palermo, E.; Rossi, S.; Patanè, F.; Cappa, P. Experimental evaluation of indoor magnetic distortion effects on gait analysis performed with wearable inertial sensors. *Physiol. Meas.* 2014, *35*, 399.
30. Roetenberg, D.; Luinge, H.J.; Baten, C.T.M.; Veltink, P.H. Compensation of magnetic disturbances improves inertial and magnetic sensing of human body segment orientation. *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.* 2005, *13*, 395–405.
31. Yadav, N.; Bleakley, C. Accurate orientation estimation using ahrs under conditions of magnetic distortion. *Sensors* 2014, *14*, 20008–20024.
32. Schiefer, C.; Ellegast, R.P.; Hermanns, I.; Kraus, T.; Ochsmann, E.; Larue, C.; Plamondon, A. Optimization of inertial sensor-based motion capturing for magnetically distorted field applications. *J. Biomech. Eng.* 2014, *136*, 121008–121008.
33. Cutti, A.G.; Giovanardi, A.; Rocchi, L.; Davalli, A. A simple test to assess the static and dynamic accuracy of an inertial sensors system for human movement analysis. In Proceedings of the 28th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBS '06), New York, NY, USA, 30 August–3 September 2006; pp. 5912–5915.
34. Boonstra, M.C.; van der Slikke, R.M.; Keijsers, N.L.; van Lummel, R.C.; de Waal Malefijt, M.C.; Verdonchot, N. The accuracy of measuring the kinematics of rising from a chair with accelerometers and gyroscopes. *J Biomech.* 2006, *39*, 354–358.
35. Ayachi, F.; Nguyen, H.; Goubault, E.; Boissy, P.; Duval, C. The use of empirical mode decomposition-based algorithm and inertial measurement units to auto-detect daily living activities of healthy adults. *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.* 2016, *PP*, 1–1.
36. Negnevitsky, M. *Artificial intelligence: A guide to intelligent systems*; Addison-Wesley: New York, NY, USA, 2005.

37. McGinley, J.L.; Baker, R.; Wolfe, R.; Morris, M.E. The reliability of three-dimensional kinematic gait measurements: A systematic review. *Gait Posture* 2009, *29*, 360–369.
38. Lebel, K.; Boissy, P.; Duval, C.; Jog, M.; Speechley, M.; Karelis, A.; Vincent, C.; Edwards, R. In Assessing the validity of attitude and heading reference systems for biomechanical evaluation of motions—a methodological proposal. In Proceedings of the International Conference on Biomedical Electronics and Devices, Angers, France, 3–6 March 2014; pp 230–237.
39. Brodie, M.A.; Psarakis, M.; Hoang, P. Gyroscopic corrections improve wearable sensor data prior to measuring dynamic sway in the gait of people with multiple sclerosis. *Comput. Methods Biomech. Biomed. Eng.* 2016, *19*, 1339–1346.
40. Ayachi, F.S.; Nguyen, H.P.; Lavigne-Pelletier, C.; Goubault, E.; Boissy, P.; Duval, C. Wavelet-based algorithm for auto-detection of daily living activities of older adults captured by multiple inertial measurement units (IMUs). *Physiol. Meas.* 2016, *37*, 442.
41. Nguyen, H.P.; Ayachi, F.; Lavigne-Pelletier, C.; Blamoutier, M.; Rahimi, F.; Boissy, P.; Jog, M.; Duval, C. Auto detection and segmentation of physical activities during a Timed Up-and-go (tug) task in healthy older adults using multiple inertial sensors. *J. Neuroeng. Rehabil.* 2015, *12*, 36.

5.4 Validation d'une technique d'estimation de pose tridimensionnelle pour améliorer la justesse des mesures de cinématique de l'articulation issues de CI en environnements magnétiquement perturbés

La problématique de l'optimisation de la fiabilité des mesures d'orientation issue de centrales inertielles peut également être abordée selon une posture tournée vers l'ingénierie. En ce sens, cette étude explore la possibilité de corriger les discordances entre les référentiels de multiples centrales inertielles, lesquelles peuvent survenir lorsque l'environnement magnétique autour des centrales inertielles diffère. Lorsque tel est le cas, la présomption d'équivalence des repères de référence, fondement des calculs de cinématique articulaire directe basé sur les centrales inertielles, s'en trouve violée. Spécifiquement, cette étude vise à vérifier la capacité d'une photographie 2D, couplée à un algorithme d'estimation de pose tridimensionnelle, à améliorer la justesse de la cinématique articulaire capturée à l'aide de centrales inertielles en environnement perturbé. Le principe de base nécessite l'utilisation d'un patron de points, similaire à un domino, lequel est apposé sur chacune des centrales inertielles. À partir d'une photo contenant les deux patrons de points des centrales inertielles à aligner, l'orientation relative des centrales inertielles est déduite. Cette estimation de l'orientation relative provient de l'adaptation de l'algorithme de reconnaissance de la pose tridimensionnelle (position et orientation) développé par Vogiatzis and Hernández (2010). En bref, cet algorithme analyse la déformation de la représentation des cercles contenus dans le patron de points afin de déterminer l'orientation et la position du patron de point dans le repère de la caméra. Puisque l'orientation de chacun des patrons de points est exprimée dans le même repère caméra, on peut déduire l'orientation relative des patrons de points, et conséquemment des centrales inertielles, au moment où la photo a été prise. Cette connaissance du lien entre les deux centrales inertielles à un moment précis peut ensuite être utilisée afin de corriger les équations de l'orientation relative. Afin de valider l'efficacité du concept, une étude de validité de critère concomitante a été réalisée en laboratoire. Pour ce faire, deux corps rigides, composés chacun d'une centrale inertielle placée à l'intérieur d'une boîte sur laquelle est gravé un patron de points ont été utilisés. Chacune des boîtes est également équipée de cinq marqueurs actifs, permettant la reconstruction et le suivi des corps rigides par le système optoélectronique de capture du mouvement Optotrak (Northern

Digital, Canada), utilisé comme mesure étalon. L'étude comporte deux phases : une validation en conditions contrôlées et une validation en conditions cliniques d'évaluation de la mobilité. Lors de la première phase, les corps rigides étaient solidement fixés à un bâton de bois. Le protocole exécuté comprenait une série d'essais statiques et dynamiques (1 axe et 3 axes), réalisés dans différents environnements, de façon répétée. La deuxième phase, quant à elle, visait spécifiquement l'analyse de l'efficacité de l'algorithme de correction proposé pour l'analyse de la cinématique de la cheville à la marche. Ainsi, le premier corps rigide était solidement fixé au tibia de la participante alors que le deuxième était apposé sur son pied. La participante a ensuite effectué de multiples essais de marche (en ligne droite et en changeant de direction), variant l'environnement de départ et la vitesse de marche. Pour les deux phases, la justesse de la mesure fut évaluée en comparant l'orientation relative calculée à partir des mesures des centrales inertielle (avec et sans correction) par rapport à l'orientation relative calculée par le système étalon. Les détails de la méthodologie ainsi que les résultats de l'étude sont présentés dans l'article qui suit.

5.4.1 Article 5

Camera pose estimation to improve accuracy and reliability of joint angles assessed with attitude and heading reference systems

Auteurs de l'article : Karina Lebel, Mathieu Hamel, Christian Duval, Hung Nguyen, Patrick Boissy

Statut de l'article : Publié dans *Gait & Posture*.

Lebel, K., Hamel, M., Duval, C., Nguyen, H., and Boissy, P. (2018). Autonomous Quality Control of Joint Orientation Measured with Inertial Sensors. *Gait & Posture*, 59 : 199-205. doi: 10.1016/j.gaitpost.2017.10.016.

Avant-propos : Madame Lebel a conçu l'étude, programmé l'algorithme de correction, collecté les données et effectué la collecte et l'analyse des données. L'écriture du manuscrit a également été principalement réalisée par madame Lebel, assistée des coauteurs.

Préface : L'étude précédente a démontré qu'il est possible d'effectuer une rétroaction autonome sur la qualité de la mesure d'orientation relative obtenue à partir de CI de façon efficace. Toutefois, la perte de données associée peut être importante si l'environnement est magnétiquement perturbé. Dans un contexte d'évaluation de la mobilité plus ciblé, il peut parfois être difficile de modifier cet environnement. Par exemple, un plancher perturbé magnétiquement par les matériaux de construction utilisés pourrait poser problème si l'on désire évaluer la cinématique à la cheville. De cette observation est née l'idée d'utiliser un système externe permettant de réaligner les référentiels des CI afin d'améliorer la justesse de la mesure d'orientation dans de tels cas. L'article qui suit fait état de la méthode proposée et des résultats de validation obtenus tant en conditions contrôlées que pour des essais de marche.

Résumé :

La cinématique articulaire peut être déterminée à partir de mesures d'orientation issues de centrales inertiennes. Toutefois, les perturbations magnétiques peuvent affecter la justesse de l'orientation estimée. Cette étude explore, tant en conditions contrôlées qu'en conditions

réelles d'évaluation de la mobilité fonctionnelle, la capacité d'une photographie 2D et d'un algorithme d'estimation de la pose tridimensionnelle, à améliorer la justesse de la mesure de la cinématique articulaire. En conditions contrôlées, un bâton de bois sur lequel deux centrales inertielles furent apposées a été utilisé pour effectuer une série de tests statiques et dynamiques, en variant l'environnement de départ. Dans ces conditions, la justesse moyenne de l'orientation relative entre les deux centrales inertielles est passée de $24,4^{\circ}$ à $2,9^{\circ}$ après l'utilisation de la technique de correction proposée. Par la suite, les centrales inertielles furent apposées sur le tibia et le pied d'un participant, permettant la capture de la cinématique de la cheville. L'analyse des essais répétés de marche en ligne droite et de marche en changeant de direction réalisés à différentes vitesses et dans différents environnements a révélé une amélioration de la justesse relative moyenne avec l'utilisation de l'algorithme de correction, passant de $6,7^{\circ}$ à $2,8^{\circ}$. L'impact de l'environnement de départ a également été réduit suffisamment pour être considéré comme négligeable d'un point de vue clinique, avec une différence maximale de $0,6^{\circ}$ après correction. Les résultats de cette étude démontrent donc la capacité de l'algorithme de correction proposé à améliorer de façon significative la justesse de la cinématique articulaire en environnement perturbé.

Reproduction : Cet article est distribué selon les termes de la version 4.0 de la licence CC-BY-NC-ND (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/>) qui permet l'utilisation et la reproduction pour usage personnel des travaux sous licence, incluant l'intégration à même une thèse, tant que les auteurs et les sources sont reconnus. Toutefois, de légères modifications ont été apportées à la version publiée du manuscrit, et ce, afin de répondre à des commentaires du jury. Ces modifications n'engagent que la responsabilité de l'étudiante.

Abstract:

Joint kinematics can be assessed using orientation estimates from Attitude and Heading Reference Systems (AHRS). However, magnetically perturbed environments affect the accuracy of the estimated orientations. This study investigates, both in controlled and human mobility conditions, a trial calibration technic based on a 2D photograph with a pose estimation algorithm to correct initial difference in AHRS Inertial reference frames and improve joint angle accuracy. In controlled conditions, two AHRS were solidly affixed onto a wooden stick and a series of static and dynamic trials were performed in varying environments. Mean accuracy of relative orientation between the two AHRS was improved from 24.4° to 2.9° using the proposed correction method. In human conditions, AHRS were placed on the shank and the foot of a participant who performed repeated trials of straight walking and walking while turning, varying the level of magnetic perturbation in the starting environment and the walking speed. Mean joint orientation accuracy went from 6.7° to 2.8° using the correction algorithm. The impact of starting environment was also greatly reduced, up to a point where one could consider it as non-significant from a clinical point of view (maximum mean difference went from 8° to 0.6°). The results obtained demonstrate that the proposed method improves significantly the mean accuracy of AHRS joint orientation estimations in magnetically perturbed environments and can be implemented in post processing of AHRS data collected during biomechanical evaluation of motion.

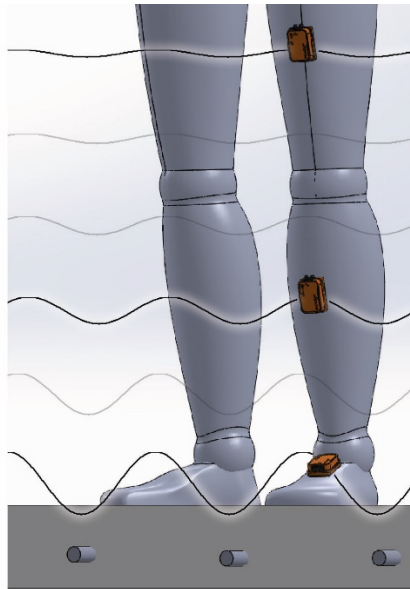
Keywords: AHRS; IMU; Inertial Sensors; 3D orientation tracking; Joint Orientation; Pose Estimation

Introduction

Kinematics measurements are important clinical outcomes for mobility assessment. They can be used to assess the impact of age and disease on mobility or to evaluate the effect of a specific intervention [1, 2]. Traditional systems used for kinematics assessment (e.g. camera-based systems) have restrictions which limits their suitability for clinical settings (cost, required volume, occlusions) [3]. Recent advances in wearables have brought new

alternatives for mobility assessment, among which inertial measurement units (IMUs) stand out because of their portability, their size and their relatively low cost [4-10]. IMUs are composed of 3-axis accelerometers and gyroscopes to assess the global acceleration and angular velocity of the platform. Static 2D orientation and dynamic change in orientation can be estimated from those measurements. Attitude and Heading Reference Systems (AHRS) are an extension of traditional IMUs which includes magnetometers to enable estimation of the full 3D orientation of the platform in a global reference frame based on gravity and magnetic North (i.e. Inertial reference frame). Joint kinematics can therefore be derived from two AHRS positioned on adjacent segments. It is, however, well documented that orientation estimation based on AHRS is affected by magnetic perturbations [11-14]. To overcome this limitation, most estimation algorithms include a magnetic compensation process that is proven to work well for transient perturbations [13, 15]. But, under sustained magnetically perturbed conditions, AHRS tends to adjust the definition of its Inertial frame to adapt to its current stable environment. Consequently, a difference in the definition of the Inertial frames may arise between AHRS, invalidating the assumption of equivalence of reference frames required for joint orientation estimation. This effect has been observed during regular gait assessment, specifically at the ankle level [12]. Indeed, common building construction material can perturb the magnetic field at floor level, which perturbations decrease in importance as we move away from the floor [12, 16]. Thus, the magnetic field sensed at the foot level is different from the one measured at the shank (Figure 1). Assessing the ankle's angular motion during gait analysis using AHRS can therefore be problematic [12, 17].

Figure 1. Magnetic Field Problem for Joint Orientation Assessment using AHRS. Common floor material in building is sufficiently ferrous to perturb the magnetic field. That perturbation decreases as the distance from the floor increases.



To overcome these problems related to magnetometers, different avenues ranging from the replacement of the magnetometers by potentiometer [18] to the periodic use of a predetermined position and orientation [14] were investigated in the literature. Although interesting, these approaches are condition-specific. More recently, Lebel et al. have shown that relative accuracy can be improved when differences in Inertial reference frames are compensated [19]. A similar investigation was performed by Palermo et al. [12] who used the magnetic field distortion at trial initiation, estimated from an optoelectronic system, to correct AHRS' heading errors during gait assessment. This approach of initial reference frame compensation to calibrate the sensors is promising, but the current technics for the estimation of the appropriate correction limit its usability.

Pose estimation is a technic used in different fields of study such as augmented reality and autonomous navigation to provide changes in position and orientation of a 3D object based on a 2D photographs [20, 21]. The current study investigates a trial calibration technic based on pose estimation to compensate the differences in reference frames induced by magnetic perturbations at trial initiation when using AHRS in a clinical biomechanics context. Specifically, the objectives of this study are: (1) to assess the accuracy and the reliability of

the pose estimation principle for relative orientation estimation; and (2) to evaluate the impact of using the camera pose estimation correction (CPEC) on AHRS relative orientation estimation accuracy, both in controlled and human conditions.

Materials and Methods

This study investigates the impact of a trial calibration technic based on pose estimation to improve accuracy of relative orientation assessed with AHRS, in comparison with a camera-based motion-capture system.

AHRS for segment orientation assessment

Orientation is assessed using two MTx modules (Xsens Technologies) connected to a Xbus kit transmitting the data wirelessly to a receiver, connected to a PC. Data acquisition was performed at 100 Hz using MT Manager Version 4.1 configured for human motion.

Pose Estimation

The proposed pose estimation algorithm is derived from the work of Vogiatzis and Hernández which uses multi-view stereo principle to extract 3D information from a 2D photograph [22-25]. The authors use a planar circular dot pattern placed underneath an object to determine the change in orientation of that object using a regular photograph. Briefly, circular dots projected on a 2D surface with a certain angle are represented as ellipses, which size varies with the distance of the object to the camera. Through a best-fit ellipse principle based on homography and applied on a known multi-dot pattern, Vogiatzis and Hernández's algorithm can determine the change in orientation of an object [23]. The algorithm was adapted to enable its use with two similar dot patterns (i.e. two objects) within a single photograph. The modified algorithm outputs the orientation of both patterns in the same camera frame, allowing to compute the relative orientation between the objects. Reliability, stability and accuracy of the adapted algorithm were verified prior to this study using two rigid bodies, each composed of a dot pattern and a set of active markers, placed on a table. Reliability was assessed taking 10 pictures of the patterns with the camera fixed on a tripod, 4' away. Stability was assessed from multiple pictures (n=5) taken at 4', 7' and 11', without a tripod. Finally, tracking accuracy was verified at the same three distances, varying the angle between the two rigid bodies from -90° to $+90^{\circ}$. Analyses revealed a reliability of

$1.53^\circ \pm 0.08^\circ$ and a root-mean-squared difference (RMSD) varying between 1.06° and 1.31° for stability, and between 0.86° and 0.89° for tracking accuracy, depending on the distance. A minimal angle of view of 10° is recommended to ensure reliability of the algorithm.

Orientation correction

Relative orientation between two AHRS can be directly computed based on the assumption that the two AHRS refer to the exact same Inertial frame.

Let $\underline{q}_{AHRS1-I_1}$ be the orientation of AHRS1 in its Inertial frame; and

$\underline{q}_{AHRS2-I_2}$ be the orientation of AHRS2 in its Inertial frame

If $I_1 = I_2 = I$ then

$$\underline{q}_{AHRS2}^{AHRS1} = \underline{q}_{AHRS1-I}^{-1} ** \underline{q}_{AHRS2-I} \quad (\text{Eq1})$$

, where $**$ denotes a quaternions multiplication.

However, persistent magnetic perturbations may affect that relationship of equivalence in Inertial frames, invalidating equation Eq1. In these cases, the change in orientation of a single AHRS relative to its initial trial orientation is still reliable, but additional information is required to link both modules' orientations to assess relative sensor kinematics. A single photograph coupled with a pose estimation algorithm (CPEC approach) can complement the equation, providing the required initial relative orientation link ($\underline{q}_{AHRS2ini}^{AHRS1ini}$) for dynamic relative orientation computation (Eq2).

$$\begin{aligned} \underline{q}_{AHRS1}^{AHRS1ini} &= \underline{q}_{AHRS1ini-I_1}^{-1} ** \underline{q}_{AHRS1-I_1} \\ \underline{q}_{AHRS2}^{AHRS2ini} &= \underline{q}_{AHRS2ini-I_2}^{-1} ** \underline{q}_{AHRS2-I_2} \\ \underline{q}_{AHRS2}^{AHRS1} &= (\underline{q}_{AHRS1}^{AHRS1ini})^{-1} ** \underline{q}_{AHRS1ini}^{AHRS2ini} ** \underline{q}_{AHRS2}^{AHRS2ini} \end{aligned} \quad (\text{Eq2})$$

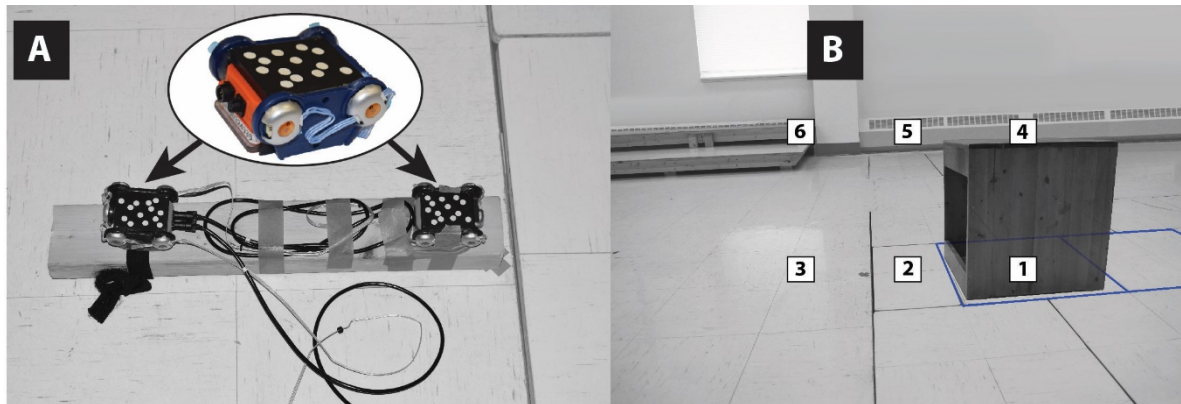
Optoelectronic Reference System

Accuracy is assessed in comparison to an optoelectronic motion-capture system, the Optotrak 3020 (Northern Digital, Canada), used as a gold standard. The system uses four camera tours which positions were optimized to cover the required volume. Data were acquired using NDI First Principle v.1.2.4 at a frequency of 100 Hz. In-context accuracy of the optoelectronic reference system was verified using the process introduced Lebel et al. [26]. Briefly, data acquired from a study trial were used to deduce the markers position accuracy. Through a Monte Carlo analysis, the impact of the determined marker accuracy on the orientation estimation was then evaluated. For the current experimental set-up and conditions, dynamic orientation accuracy was estimated to $0.6 \pm 0.5^\circ$.

Set-up

A dot pattern similar to the one defined by Vogiatzis and Hernández [23] was developed and engraved onto the top face of a box designed to fit the Xsens MTx AHRS (Figure 2A). Five active markers were added onto the box to create a rigid body, aligned with the AHRS reference frame, enabling 3D tracking of the box with the motion-capture system.

Figure 2. Standardized Validation Protocol. (A) Sensor bundles solidly affixed onto a wooden stick for the controlled trials. Each bundle is comprised of an AHRS placed within a box marked with a dot pattern on the top face. Five active markers are positioned onto that same box to allow creation of a reference rigid body in Optotrak. (B) Illustration of the six different environments in which the trials were performed: Environments 1 to 3 are on the ground with a varying clearance from the force plates, shown in blue; Environments 4 to 6 have an additional clearance from the floor of 30 cm achieved by placing the wooden stick onto the cube.



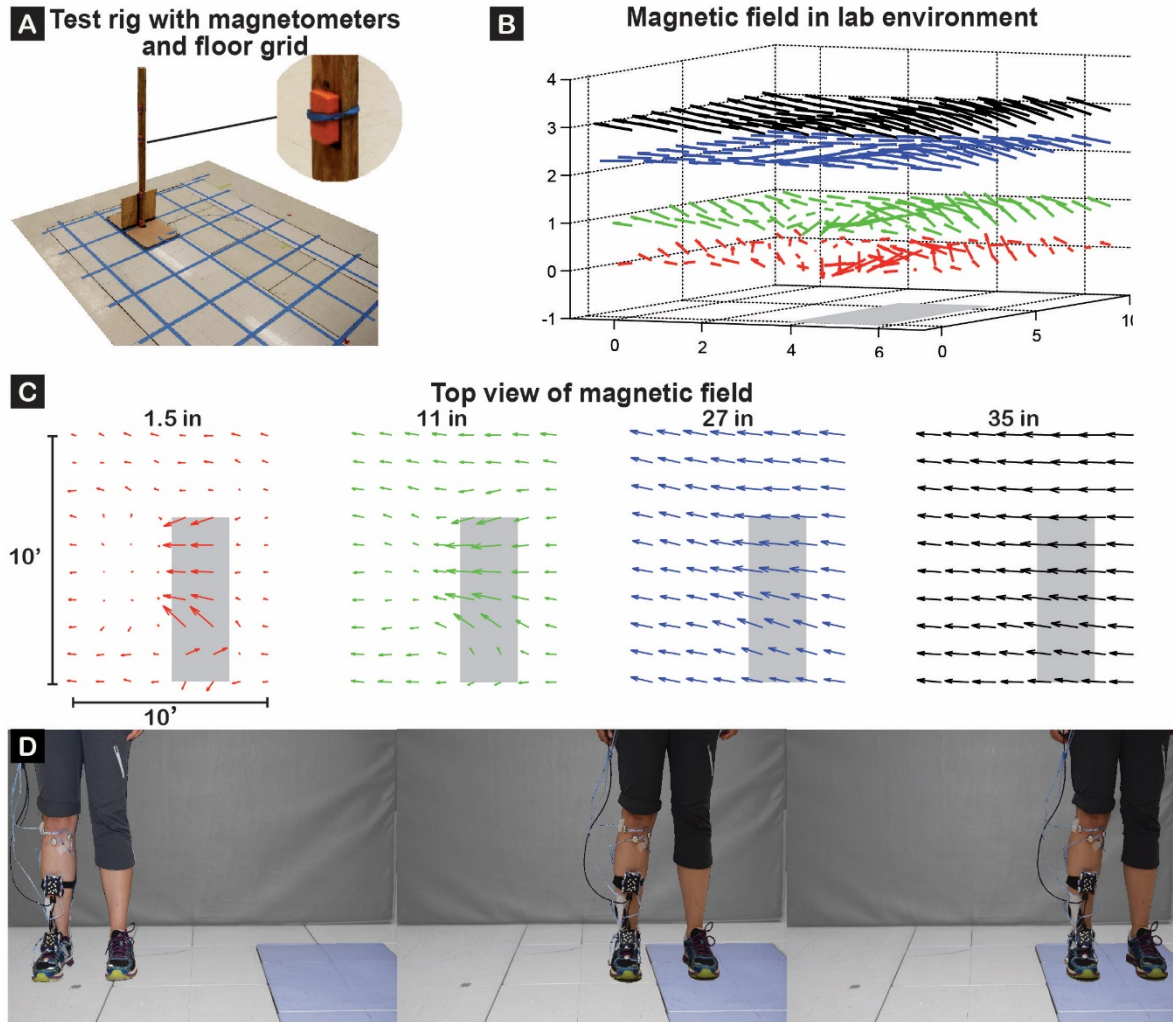
Protocol

All trials were measured simultaneously by both systems (Xsens and Optotrak). The effectiveness of the trial calibration technic was evaluated in controlled and human conditions.

Controlled Conditions

Two bundles were solidly affixed to a wooden stick (Figure 2). Static trials were first performed to assess the ability of the camera-based relative pose estimation algorithm to evaluate accurately and consistently relative orientation in varying environments. As such, the wooden stick was placed on a stable surface; upon stabilization of the AHRS (i.e. maximum variation of $\pm 0.2^\circ$), a picture was taken. The wooden stick was then moved to the next location for a total of 6 environments, tested twice each. Chosen environments included a varying proximity to force plates and two different clearance levels from the floor to yield variability in the induced magnetic perturbations (Figure 2, Panel B). Magnetic mapping of this area of the lab confirmed the variation in magnetic field (Figure 3). Dynamic controlled trials were also performed with the wooden stick. Trials were initiated with the stick static for 30s at the end of which a picture was taken. The stick was then either rotated around a prescribed axis up to about 90° and back repeatedly for 1 minute (i.e. 1-axis trials) or moved freely along all axes (i.e. 3-axes trials). Repeated trials were performed at slow ($\approx 90^\circ/\text{s}$) and fast ($\approx 180^\circ/\text{s}$) speeds, in two environments (Figure 2B, environments 2 and 5), for a total of 48 trials ($n = [3 \text{ one-axis} + 1 \text{ three-axes}] \text{ conditions} \times 2 \text{ velocities} \times 3 \text{ repetitions} \times 2 \text{ environments} = 48$).

Figure 3. Study Magnetic Environment. (A) Magnetic mapping equipment set-up. (B) 3D view of the magnetic field assessed in the lab. (C) 2D view, per tested height, of the magnetic field in the lab. The gray rectangles represent the force plates. (D) Starting positions for the human conditions tests.

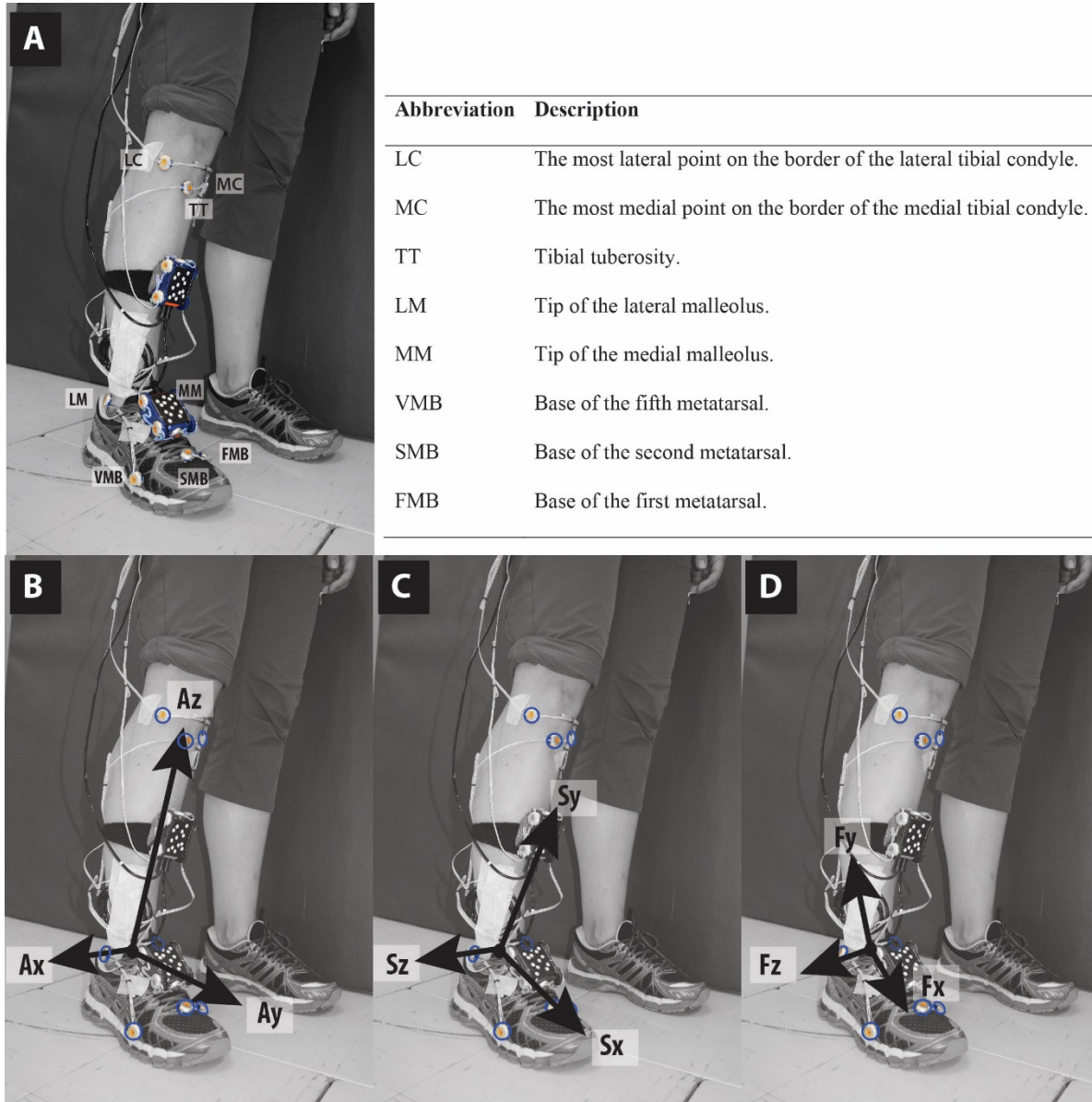


Human Conditions

An asymptomatic 38-year-old woman participated in the study after giving her informed consent following the procedure approved by the CSSS-IUGS ethics committee. This part of the protocol was designed to investigate the capability of trial calibration to improve ankle kinematics measurement during gait assessment. To do so, the bundles were placed on the shank and the foot of the participant (Figure 4). Additional optical markers were placed on anatomical landmarks to perform sensor-to-body alignment and allow interpretation of the

data in an anatomical reference frame, following ISB recommendations (Figure 4, B to D) [27, 28].

Figure 4. Instrumentation for Accuracy Assessment in Human Conditions. (A) Two bundles each comprised of an AHRS, a dot pattern and 4 optoelectronic markers were solidly affixed on the shank and the foot of the participant. Additional markers were positioned on anatomical landmarks to allow anatomical referencing. (B,C,D) Ankle, Shank and Foot referencing systems (A, S and F) were computed based on the ISB recommendations.



Trials were initiated with the participant standing still for 1 minute on a predetermined spot (Figure 3D). Upon signal, the participant walked in a straight line at prescribed velocity (slow

or normal, corresponding to mean velocities of 0.4 m/s and 1.1 m/s respectively). A second set of trials in which the participant executed a 90° turn while walking was also acquired. For each task, a total of 30 trials were performed ($n = 3$ environments \times 2 speeds \times 5 repetitions).

Outcome and Statistical Analyses

Accuracy is assessed by comparison of the relative orientation computed from the AHRS orientation signals (with and without CPEC) to the relative orientation assessed with the gold standard. The main outcomes are based on the quaternion distance between those orientations, as shown in equation Eq3.

$$\underline{q}_{diff} = \underline{q}_{rel_{ref}}^{-1} ** \underline{q}_{rel_{est}}$$

$$\theta_{diff} = 2 * \text{acos}(\underline{q}_{diff}(1)) \quad (\text{Eq3})$$

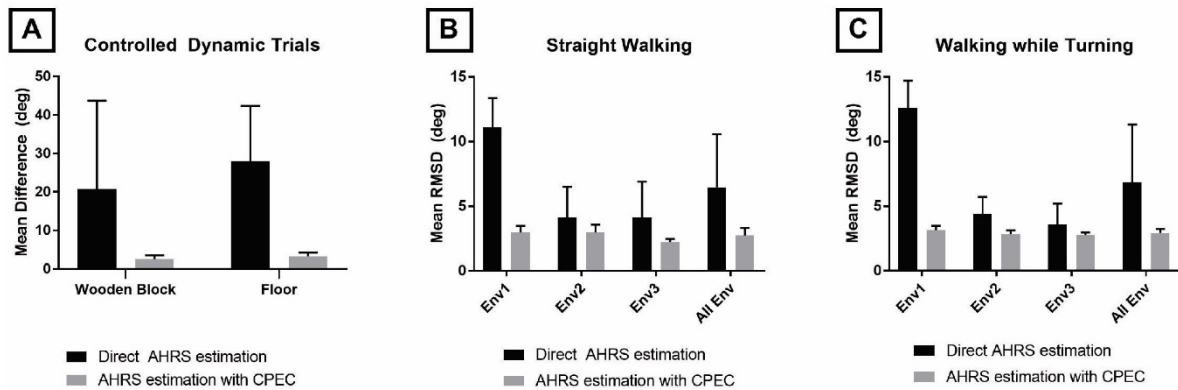
Accuracy is defined as the root-mean-squared difference (RMSD) of that relative orientation difference. Mean and standard deviation across all trials are reported, per condition of motion. After verification of the normality of data, the ability of the CPEC to improve joint/relative orientation accuracy was verified using paired sample t-test. Finally, the specific impact of CPEC on ankle kinematics accuracy is described, per plane of motion, both on mean RMSD and maximum difference (Δ_{\max}). All data processing was implemented in Matlab (R2015a, Mathworks) and statistics were performed using SPSS (v. 23, IBM).

Results

Controlled conditions

Static trials revealed a mean relative orientation accuracy of the pose estimation algorithm of $2.1^\circ \pm 1.3^\circ$ (variation between 0.7° and 6.7°). Then, dynamic controlled trials were performed to assess the specific impact of the proposed trial calibration technic (CPEC) on AHRS relative orientation accuracy. Results are illustrated in Figure 5A ($n=24$ trials/environment). Overall accuracy of the relative orientation was $24.4^\circ \pm 19.3^\circ$ when assessed directly from AHRS and $2.9^\circ \pm 1.0^\circ$ when coupled with CPEC, corresponding to a statistically significant difference ($p < 0.001$).

Figure 5. Accuracy of Inertial Relative Orientation Estimation. (A) Mean root-mean-squared difference between relative orientation (with and without camera pose estimation correction) and optoelectronic gold standard during controlled dynamic trials. (B, C) Mean root-mean-squared difference in accuracy before and after camera pose estimation correction, per environment, for (B) straight walking trials and (C) walking while turning trials. Environments were defined with varying proximity of the force plates, a known source of perturbation.



Human Conditions

Effectiveness of the trial calibration was then evaluated for ankle kinematic assessment, both during straight walking and walking while turning. A global analysis of the 60 dynamic trials revealed a mean RMSD of $6.7^\circ \pm 4.3^\circ$ for direct AHRS estimation (DA) which goes down to $2.8^\circ \pm 0.5^\circ$ with CPEC. The global effectiveness of the CPEC approach is statistically significant ($p < 0.001$), as assessed using paired-sample t-test. Figure 5 (panels B and C) illustrates the mean RMSD between the estimated relative orientation and the gold standard measurement, with and without CPEC, per task and environment. The difference in accuracy observed between the various environments decreases significantly when using CPEC but remains statistically significant as assessed using a one-way ANOVA (DA mean RMSD—Env1: 11.9° , Env2: 4.2° , Env3: 3.9° , $p < 0.001$; CPEC mean RMSD—Env1: 3.1° , Env2: 2.9° , Env3: 2.5° , $p < 0.001$).

The impact of CPEC was then assessed per plane of motion, using the ankle anatomical model described in Figure 4. Analysis of direct AHRS orientation accuracy revealed a mean RMSD varying between 1.3° and 6.4° depending on the plane of motion considered and the task performed (Table 1). Mean maximum differences varied between 3.3° and 8.9° under the same conditions (Table 1). After trial calibration, mean RMSD varied between 0.9° and

2.4° while the mean maximum difference recorded varied between 3.2° and 3.8°. The dispersion of the data around the mean was also reduced by CPEC ($\sigma_{DA} = [0.5^\circ, 4.0^\circ]$, $\sigma_{CPC} = [0.3^\circ, 0.6^\circ]$; Δ_{max} : $\sigma_{DA} = [1.0^\circ, 4.5^\circ]$, $\sigma_{CPC} = [0.6^\circ, 0.8^\circ]$).

Table 1. Ankle Kinematic Assessment Accuracy with and without CPEC.

		RMSD		Δ_{max}	
		DA (°)	CPEC (°)	DA (°)	CPEC (°)
Straight walking	Internal/External Rotation	6.1 ± 3.7	1.0 ± 0.4	8.7 ± 3.8	3.3 ± 0.6
	Inversion/Eversion	2.9 ± 2.0	1.2 ± 0.4	6.4 ± 3.6	3.2 ± 0.6
	Dorsi/Plantar Flexion	1.3 ± 0.6	2.1 ± 0.6	3.2 ± 1.0	3.6 ± 0.8
Walking while turning	Internal/External Rotation	6.4 ± 4.0	0.9 ± 0.4	8.9 ± 4.5	3.3 ± 0.8
	Inversion/Eversion	3.1 ± 2.2	1.1 ± 0.4	6.9 ± 4.0	3.3 ± 0.6
	Dorsi/Plantar Flexion	1.4 ± 0.5	2.4 ± 0.3	3.4 ± 1.3	3.8 ± 0.6
Overall	Internal/External Rotation	6.2 ± 3.9	1.0 ± 0.4	8.8 ± 4.1	3.3 ± 0.7
	Inversion/Eversion	3.0 ± 2.1	1.2 ± 0.4	6.6 ± 3.8	3.2 ± 0.6
	Dorsi/Plantar Flexion	1.3 ± 0.5	2.3 ± 0.5	3.3 ± 1.2	3.7 ± 0.7

Discussion

In controlled static conditions, the accuracy level obtained by the camera pose estimation algorithm confirmed its capability to accurately determine the relative orientation of two objects from a single photograph. The next step was then to evaluate the ability of the CPEC to improve accuracy of relative orientation estimation obtained from AHRS. To do so, a set of dynamic controlled trials were performed in various environments. The revealed variation in direct AHRS orientation accuracy illustrated the undesirable effect of constant magnetic perturbation on accuracy [12, 16]. CPEC, however, significantly improved accuracy, bringing it down to a mean difference of 2.9°. These results confirm that trial calibration improves the relative AHRS orientation estimation accuracy and that CPEC is a viable way to do it.

The second part of the study focused on the impact of trial calibration on joint orientation estimation accuracy at ankle level during typical mobility assessment trials. Again, the

observed variation in ankle kinematics accuracy assessed directly from AHRS highlights the problematic of varying magnetic fields [12]. CPEC improved the dynamic accuracy to an acceptable level for all environments and tasks with mean RMSDs smaller than 3.1° . The remaining difference in accuracy between environments after CPEC is still statistically significant, but the extent of the remaining differences (i.e. maximum mean difference of 0.6°) is such that it can be considered as non-significant from a clinical point of view. The effect of CPEC per plane of motion, evaluated using a biomechanical model, revealed that rotation and inversion/eversion initially had the biggest part of the error and hence benefit the most from CPEC.

Trial calibration allowed to bring accuracy within the generally accepted level of 3° for all planes of motion, while the mean peak error was brought back to a maximum of 3.8° . Furthermore, reliability was improved by CPEC, as shown by the reduced accuracy standard deviation.

A similar trial calibration approach, although based on an optoelectronic system, was recently investigated by Palermo et al [12]. The study focused on the repeatability of the kinematic measurements during gait assessment. As such, limited improvement in the data spread was shown with their correction principle ($\sigma_{\text{Not Corrected}}$: 4° in flexion/extension, 11° in inversion/eversion, 7° in rotation; $\sigma_{\text{corrected}}$: 4° in flexion/extension, 8° in inversion/eversion, 6° in rotation). However, their correction principle assumed a perfect knowledge of the definition of the Inertial frames used by the AHRS algorithm which the CPEC approach does not.

A limit of the present study relates to the chosen environments. Indeed, force plates are a major source of magnetic perturbations which may explain the large accuracy errors obtained by direct AHRS estimation in some part of this study. The environments were chosen to ensure quick and clear variations in the sensed magnetic field. Varying the source of perturbation and the time elapsed in this environment would have modified the direct level of AHRS relative accuracy. Nevertheless, the objective of the study being to demonstrate the performance of the CPEC approach to improve AHRS dynamic accuracy in magnetically perturbed environment, the chosen environments seem appropriate. The proposed trial

calibration technic also has the disadvantage of requiring an external system. However, the impact of such limit is minimized as the required system consist in a simple camera. Preliminary testing performed in the lab suggest that a smartphone could even be used to take the required picture without any effect on the pose estimation accuracy.

This study specifically focused on the well-known problematic case of ankle kinematics assessment using AHRS. However, the same CPEC approach could be used at any level. For example, there is an emerging trend in ergonomics looking at the possibility of using AHRS to assess in situ occupational biomechanics [14, 18, 29, 30]. However, magnetic perturbations are a concern in many workplaces and CPEC combined with AHRS can therefore be considered as a promising avenue. In such cases, further work would be required to determine the optimal frequency at which the correction should be used. The trial calibration technic could also be directly embedded into a data collection workflow to ensure accurate kinematics assessment, regardless of the environment.

Conclusion

This study has shown that trial calibration based on camera pose estimation correction significantly improves joint kinematics accuracy when assessed with AHRS in magnetically perturbed environments. The resulting mean accuracy remained below 2.4° for all planes of motion in the specific case of ankle kinematics, regardless of the initial environment or the task performed. The proposed combination of camera pose estimation with AHRS greatly enhance our ability to accurately assess joint kinematics, hence rendering the use of such motion-capture system highly practical to capture real-life mobility.

Conflict of interest statement

The authors declare no conflict of interest.

References

- [1] Baker R. Gait analysis methods in rehabilitation. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*. 2006;3:4.

- [2] Gaudreault ND, M-J. Bernier, M. Côté, A-M. Barriers and Facilitators to Using Knee Gait Analysis Report Findings in Physiotherapy Practice. *Novel Physiotherapies*. 2012;2:112.
- [3] Zhou H, Hu H. Human motion tracking for rehabilitation-A survey. *Biomedical Signal Processing and Control*. 2008;3:1-18.
- [4] Cutti AG, Ferrari A, Garofalo P, Raggi M, Cappello A. 'Outwalk': A protocol for clinical gait analysis based on inertial and magnetic sensors. *Medical and Biological Engineering and Computing*. 2010;48:17-25.
- [5] Fong DTP, Chan YY. The use of wearable inertial motion sensors in human lower limb biomechanics studies: A systematic review. *Sensors (Switzerland)*. 2010;10:11556-65.
- [6] Sprager S, Juric MB. Inertial Sensor-Based Gait Recognition: A Review. *Sensors (Basel, Switzerland)*. 2015;15:22089-127.
- [7] Bolink SAAN, Lenguerrand E, Brunton LR, Wylde V, Gooberman-Hill R, Heyligers IC, et al. Assessment of physical function following total hip arthroplasty: Inertial sensor based gait analysis is supplementary to patient-reported outcome measures. *Clinical Biomechanics*. 2016;32:171-9.
- [8] Monda M, Goldberg A, Smitham P, Thornton M, McCarthy I. Use of Inertial Measurement Units to Assess Age-related Changes in Gait Kinematics in an Active Population. *Journal of Aging & Physical Activity*. 2015;23:18-23.
- [9] Millor N, Lecumberri P, Gomez M, Martinez-Ramirez A, Izquierdo M. Kinematic Parameters to Evaluate Functional Performance of Sit-to-Stand and Stand-to-Sit Transitions Using Motion Sensor Devices: A Systematic Review. *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*. 2014;22:926-36.
- [10] Rahimi F, Bee C, Duval C, Boissy P, Edwards R, Jog M. Using ecological whole body kinematics to evaluate effects of medication adjustment in Parkinson disease. *J Parkinsons Dis*. 2014;4:617-27.
- [11] Roetenberg D, Baten CTM, Veltink PH. Estimating body segment orientation by applying inertial and magnetic sensing near ferromagnetic materials. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*. 2007;15:469-71.
- [12] Palermo E, Rossi S, Patanè F, Cappa P. Experimental evaluation of indoor magnetic distortion effects on gait analysis performed with wearable inertial sensors. *Physiological Measurement*. 2014;35:399.
- [13] Yadav N, Bleakley C. Accurate orientation estimation using AHRS under conditions of magnetic distortion. *Sensors (Switzerland)*. 2014;14:20008-24.

- [14] Schiefer C, Ellegast RP, Hermanns I, Kraus T, Ochsmann E, Larue C, et al. Optimization of Inertial Sensor-Based Motion Capturing for Magnetically Distorted Field Applications. *Journal of Biomechanical Engineering*. 2014;136:121008-.
- [15] Roetenberg D, Luinge HJ, Baten CTM, Veltink PH. Compensation of magnetic disturbances improves inertial and magnetic sensing of human body segment orientation. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*. 2005;13:395-405.
- [16] de Vries WHK, Veeger HEJ, Baten CTM, van der Helm FCT. Magnetic distortion in motion labs, implications for validating inertial magnetic sensors. *Gait and Posture*. 2009;29:535-41.
- [17] Lebel K, Boissy P, Nguyen H, Duval C. Autonomous Quality Control of Joint Orientation Measured with Inertial Sensors. *Sensors*. 2016;16:1037.
- [18] Plamondon A, Delisle A, Larue C, Brouillette D, McFadden D, Desjardins P, et al. Evaluation of a hybrid system for three-dimensional measurement of trunk posture in motion. *Applied Ergonomics*. 2007;38:697-712.
- [19] Lebel K, Boissy P, Hamel M, Duval C. Inertial measures of motion for clinical biomechanics: comparative assessment of accuracy under controlled conditions - changes in accuracy over time. *PLoS One*. 2015;10:e0118361.
- [20] Taketomi T, Okada K, Yamamoto G, Miyazaki J, Kato H. Technical Section: Camera pose estimation under dynamic intrinsic parameter change for augmented reality. *Computers & Graphics*. 2014;44:11-9.
- [21] Pozna C, Precup R-E, Földesi P. A novel pose estimation algorithm for robotic navigation. *Robotics and Autonomous Systems*. 2015;63:10-21.
- [22] Furukawa Y, Hernández C. Multi-view stereo: A tutorial. *Found Trends Comput Graph Vis*. 2015;9:1-148.
- [23] Vogiatzis GH, Carlos, Automatic camera pose estimation from dot pattern. <http://george-vogiatzis.org/calib/>, 2010 (accessed October 19th, 2016).
- [24] Bouguet J-Y, Camera Calibration Toolbox for Matlab. www.vision.caltech.edu/bouguetj/calib_doc/, 2015 (accessed October 19th 2016).
- [25] Zhengyou Z. Flexible camera calibration by viewing a plane from unknown orientations. *Computer Vision, 1999 The Proceedings of the Seventh IEEE International Conference on* 1999. p. 666-73 vol.1.
- [26] Lebel K, Boissy P, Duval C, Jog M, Speechley M, Karelis A, et al. Assessing the Validity of Attitude and Heading Reference Systems for Biomechanical Evaluation of Motions - A Methodological Proposal. *International Conference on Biomedical Electronics and Devices*. Angers, France 2014. p. 230-7.

- [27] Wu G, Siegler S, Allard P, Kirtley C, Leardini A, Rosenbaum D, et al. ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion--part I: ankle, hip, and spine. International Society of Biomechanics. J Biomech. 2002;35:543-8.
- [28] Leardini A, Benedetti MG, Berti L, Bettinelli D, Nativo R, Giannini S. Rear-foot, mid-foot and fore-foot motion during the stance phase of gait. Gait Posture. 2007;25:453-62.
- [29] Robert-Lachaine X, Mecheri H, Larue C, Plamondon A. Validation of inertial measurement units with an optoelectronic system for whole-body motion analysis. Medical & biological engineering & computing. 2017;55:609-19.
- [30] Kim S, Nussbaum MA. Performance evaluation of a wearable inertial motion capture system for capturing physical exposures during manual material handling tasks. Ergonomics. 2012;56:314-26.

5.5 Capturer la mobilité fonctionnelle des personnes atteintes de Parkinson et des personnes âgées

Comme démontré dans la recension des écrits, peu d'études se sont penchées sur l'utilisation de la mesure d'orientation issue de centrales inertielles afin de dériver des métriques associées à des déficits de mobilité. Toutefois, les études de validation ont démontré une justesse acceptable pour plusieurs articulations et une bonne concordance de la cinématique capturée par rapport à un système optoélectronique de capture du mouvement. La présente étude fut donc développée sur ces fondements.

Le retournement, défini comme un changement de direction en marchant, est reconnu comme une tâche exigeante nécessitant une planification efficace du mouvement, une bonne coordination inter-membres ainsi qu'un bon équilibre lors de la réalisation de la tâche. En laboratoire, il a été établi qu'un retournement optimal implique une séquence cranio-caudale spécifique, c'est-à-dire que la tête amorce le mouvement, suivi du tronc puis du pelvis, jusqu'à l'atteinte du réalignement complet du corps vers la nouvelle direction à poursuivre. Toujours en laboratoire de biomécanique, il a été démontré que cette séquence est altérée chez les personnes à risque de chutes ainsi que chez les patients atteints de maladies neurodégénératives telles que le Parkinson. Cette étude vise donc à explorer la capacité des centrales inertielles à capturer cette séquence cranio-caudale, ou plus spécifiquement leur capacité à capturer une signature cranio-caudale, c'est-à-dire un patron de mouvements possédant des caractéristiques spécifiques permettant de le modéliser. De tels modèles peuvent trouver fondement à divers niveaux, incluant la théorie de la cinématique. Brièvement, la théorie de la cinématique stipule que le mouvement est la représentation spatio-temporelle des forces agissant sur un segment. Si l'on considère que le mouvement est planifié et coordonné au niveau du système nerveux central, on peut donc considérer l'analyse du mouvement selon la théorie de la cinématique comme une fenêtre ouverte sur le système neuromusculaire. Parmi les modèles basés sur la théorie de la cinématique, on retrouve le modèle sigma-lognormal qui caractérise la réponse impulsionnelle du système neuromusculaire par une équation lognormale. Les conclusions des études de validation tant mathématique qu'expérimentale réalisées sur ce modèle ont motivé le choix du modèle

sigma-lognormal pour cette étude. Afin de vérifier la théorie de la signature cranio-caudale, trente et un participants ont été recrutés (16 personnes âgées ; 15 patients atteints de Parkinson évalués sans et avec médication). À leur arrivée au laboratoire, les participants étaient vêtus du vêtement IGS-180 (Synertial, UK) qui incorpore 17 centrales inertielles, permettant la capture de la cinématique du corps en entier. Ainsi vêtus, les participants ont effectué des Timed Up and Go (TUG) sur 10 m, de façon répétée. Spécifiquement, les personnes âgées ont effectué 2 TUG à vitesse normale et 2 TUG à vitesse rapide, alors que les patients atteints de Parkinson ont effectué 3 TUG sans médication et 3 sous médication. La tâche d'intérêt, le retournement, a ensuite été manuellement segmentée à partir de l'avatar disponible avec le système de capture du mouvement.

Deux articles découlent de cette étude, le premier mettant l'accent sur la méthodologie d'analyse de la signature cranio-caudale, incluant une vérification de la robustesse des métriques proposées aux changements de vitesse ainsi qu'une analyse de leur fidélité. Le deuxième article, quant à lui, fait état du pouvoir discriminant des métriques proposées et de leur sensibilité aux changements.

5.5.1 Article 6

Capturing the cranio-caudal signature of a turn with inertial measurement systems: methods, parameters robustness and reliability

Auteurs de l'article: Karina Lebel, Hung Nguyen, Christian Duval, Réjean Plamondon, Patrick Boissy

Statut de l'article : Publié dans *Frontiers in Engineering and Biotechnology*.

Avant-propos : Madame Lebel a conçu l'étude, programmé le modèle de signature et elle a également été responsable de segmenter et d'analyser les données. Le manuscrit fut également rédigé par madame Lebel, assistée des coauteurs.

Préface : Les données d'orientation 3D ont théoriquement un potentiel incroyable. Toutefois, les variations de justesse qui y sont associées font en sorte qu'elles sont encore peu utilisées pour dériver des paramètres de mobilité. L'étude de validation a toutefois démontré que la justesse des mesures est bonne lorsque le temps d'analyse est retreint, la vitesse relativement lente et que les perturbations magnétiques sont limitées. Ce dernier objectif visait donc à démontrer le potentiel de la mesure d'orientation, préférablement dans un contexte où les mesures brutes des capteurs inertiels avaient un pouvoir limité. À cet effet, la tâche de retournement semblait présenter un bon potentiel pour la détection de métriques de mobilité basée sur les données d'orientation puisqu'elle est de courte durée, reconnue comme exigeante, et qu'elle est effectuée à maintes reprises au cours d'une journée, augmentant le potentiel de transfert des métriques pour l'analyse de la mobilité en environnement naturel. Spécifiquement, la séquence cranio-caudale a été notée dans la littérature comme un aspect important de la mobilité permettant de discriminer les populations à risque de chute ou encore souffrant de maladies neurodégénératives. Les segments ciblés par la séquence cranio-caudale (tête et tronc) sont particulièrement intéressants de par leurs positions qui, a priori, sont moins susceptibles d'être affectées par les perturbations magnétiques, et qui offrent la possibilité d'y fixer des CI sans artefacts majeurs liés aux tissus mous. D'un point de vue de la tâche en elle-même, la séquence cranio-caudale peut être vue comme une tâche de pointage en orientation. De ce fait, il était

intéressant d'investiguer la possibilité d'utiliser le modèle sigma-lognormal pour extraire une information sur le fonctionnement du système neuromusculaire. Bref, cet article relate donc dans un premier temps la méthodologie empruntée, puis vise à vérifier la robustesse des paramètres aux changements de vitesse ainsi que leur fidélité. Les paramètres démontrant les meilleures performances seront ensuite considérés pour discriminer un échantillon de participants atteints de Parkinson en début de maladie (article 7).

Résumé :

La capacité à changer de direction en marchant est reconnue comme une tâche exigeante nécessitant coordination et équilibre. Lorsqu'exécutée de façon optimale, cette tâche implique une séquence cranio-caudale spécifique (c.-à-d. la tête amorce le mouvement, suivi du tronc et du pelvis), laquelle est altérée chez les patients atteints d'une maladie neurodégénérative telle que le Parkinson ainsi que chez les patients à risque de chutes ou ceux atteints d'un syndrome de fragilité. La littérature actuelle suggère la présence d'une signature à même la séquence cranio-caudale, laquelle serait liée à la stratégie adoptée. À l'heure actuelle, l'évaluation de la séquence cranio-caudale est limitée aux laboratoires de biomécanique. On constate toutefois un intérêt grandissant tant chez les cliniciens que les chercheurs envers les technologies portables, lesquelles permettent l'évaluation de la mobilité hors de ces laboratoires, augmentant par le fait même l'accessibilité aux évaluations de cinématique. Parmi ces technologies portables, on note les centrales inertielle, lesquelles permettent l'enregistrement de données inertielle brutes (accélération, vitesse angulaire) à partir desquelles l'orientation de la centrale inertielle est estimée. Cette étude explore l'utilisation d'un modèle basé sur la théorie de la cinématique, le modèle sigma-lognormal, pour caractériser la signature cranio-caudale à partir des données d'orientation capturées à l'aide de centrales inertielle. Pour ce faire, seize participants sains (âge moyen = $69,1 \pm 7,5$) ont effectué, en laboratoire, des Timed Up and Go (TUG) de façon répétée, en variant leur vitesse. La tâche d'intérêt, le retournement, fut ensuite manuellement segmentée pour chacun des essais. Les centrales inertielle préalablement positionnées sur la tête et le tronc ont permis de capturer la cinématique de ces segments à travers les essais. Ainsi, pour chaque essai, l'orientation relative de la tête par rapport au tronc pendant le retournement fut calculée. À partir de ce signal, le profil de vitesse angulaire relative a été dérivé. L'analyse

des caractéristiques de la signature cranio-caudale incorpore deux volets : l'angle relatif maximal de la tête par rapport au tronc, et l'amplitude des commandes envoyées au système neuromusculaire, obtenue à partir de l'analyse du signal de vitesse angulaire relative selon le modèle sigma-lognormal. Les résultats démontrent une bonne habileté du modèle sigma-lognormal à reconstruire la signature cranio-caudale. Les métriques proposées se sont révélées robustes aux variations de vitesse et ont démontré une fidélité bonne à modérée. En conclusion, la signature cranio-caudale basée sur les centrales inertielles s'avère une avenue prometteuse pour l'analyse des déficits de mobilité.

Reproduction : Cet article est distribué selon les termes de la version 4.0 de la licence de Creative Commons (<http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>) qui permet, sans restriction, l'utilisation, la distribution et la reproduction sur tout support, tant que les auteurs et les sources sont reconnus. Toutefois, de légères modifications ont été apportées à la version publiée du manuscrit, et ce, afin de répondre à un commentaire du jury. Ces modifications n'engagent que la responsabilité de l'étudiante.

Abstract

Turning is a challenging mobility task requiring coordination and postural stability. Optimal turning involves a cranio-caudal sequence (i.e. the head initiates the motion, followed by the trunk and the pelvis) which has been shown to be altered in patients with neurodegenerative diseases such as Parkinson's disease as well as in fallers and frail. Previous studies have suggested that the cranio-caudal sequence exhibits a specific signature corresponding to the adopted turn strategy. Currently, the assessment of cranio-caudal sequence is limited to biomechanical labs which use camera-based systems; however, there is a growing trend to assess human kinematics with wearable sensors such as Attitude and Heading Reference Systems (AHRS), which enable recording of raw inertial signals (acceleration and angular velocity) from which the orientation of the platform is estimated. In order to enhance the comprehension of complex processes such as turning, signal modeling can be performed. The current study investigates the use of a kinematic-based model, the sigma-lognormal model, to characterize the turn cranio-caudal signature as assessed with Attitude and Heading Reference Systems (AHRS). **Methods:** Sixteen asymptomatic adults (mean age = 69.1 ± 7.5 years old) performed repeated 10-m Timed Up-and-Go (TUG) with 180° turns, at varying speed. Head and trunk kinematics were assessed with AHRS positioned on each segment. Relative orientation of the head to the trunk was then computed for each trial and relative angular velocity profile was derived for the turn phase. Peak relative angle (variable) and relative velocity profiles modelled using a sigma-lognormal approach (variables: Neuromuscular command amplitudes and timing parameters) were used to extract and characterize the cranio-caudal signature of each individual during the turn phase. **Results:** The methodology has shown good ability to reconstruct the cranio-caudal signature (signal-to-noise median of 17.7). All variables were robust to speed variations ($p > 0.124$). Peak relative angle and commanded amplitudes demonstrated moderate to strong reliability (ICC between 0.640 and 0.808). **Conclusion:** The cranio-caudal signature assessed with the sigma-lognormal model appears to be a promising avenue to assess the efficiency of turns.

Keywords: turn, deficit, signature, inertial motion capture, IMU, AHRS.

Introduction

Functional mobility is a key component of the quality of life in older adults. Basic daily activities involve the execution of mobility tasks such as walking, turning, standing-up and sitting down. Turning, defined as a change in walking direction, is a specifically challenging mobility task which requires inter-limb coordination and postural stability to adequately follow the central nervous system instructions (Mancini et al., 2015a; Mellone et al., 2016). Turning must also be planned in advance to efficiently and safely process and execute the information leading to the modified trajectory (Patla et al., 1999). Deficits in postural transitions such as turning have been identified in frail (Galán-Mercant and Cuesta-Vargas, 2014) and persons with neurological deficits (Salarian et al., 2009; Mancini et al., 2015a) and are associated with a higher risk of falling (Mancini et al., 2016). It has also been shown that objective turn metrics (e.g. number of steps while turning) are able to identify individuals with mobility impairments better than traditional gait speed and clinical measures of mobility (Carpinella et al., 2007; Salarian et al., 2009; Zampieri et al., 2010; King et al., 2012; Spain et al., 2012). Consequently, studies have suggested an increased vulnerability to impairments during the turn compared to straight-line walking due to the complexity of the task and the neural systems involved (Herman T, 2011). Recently, Hulbert et al. (2014) have suggested categorizing turning deficits into axial and perpendicular deficits, where perpendicular deficits relate to suboptimal movement in the limbs while axial deficits refer to inadequate movement of the head to trunk rotational axis. Perpendicular deficits would therefore include: an increased number of steps, related to the use of a compensatory strategy; a reduced step length, to maintain postural stability; and a modified turn strategy. Alternatively, axial deficits would include segment rigidity and segment rotation which would require the adoption of compensatory strategies, and segment coordination and timing, leading to overall uncoordinated movements. On a global scheme, all of these deficits may be viewed as inter-related since full body control and coordination is required to safely execute a turn. Thus, Hulbert suggests that axial deficits may lead to altered control in perpendicular segments. If so, axial deficits may appear first and early assessment of such deficits may lead to better prevention.

In healthy individuals, it has been shown that efficient turning involves a cranio-caudal sequence of movement where the head initiates the motion, followed by the trunk and then the pelvis to efficiently steer the body into the desired new direction (Fuller et al., 2007; Hong et al., 2009). This sequence was shown to be altered in people with neurodegenerative disease and those who are recurrent fallers, exhibiting increased coupling of the segments (Ferrarin et al., 2006; Crenna et al., 2007; Hong et al., 2009; Wright et al., 2012; Spildooren et al., 2013). However, all of these observations were made in motion capture laboratories using camera-based stereophotogrammetric systems. Although powerful, such systems are expensive, complex to use, require a large dedicated space and have a constrained volume of acquisition (Zhou and Hu, 2008). As such, these systems are not well-adapted to clinical settings. To efficiently be used in a clinical context, a system must preferably be portable, configurable, relatively low-cost, easy to use and output information must be easily interpreted from a clinical perspective (Ginsburg, 2005; Anderson et al., 2012; Gaudreault, 2012). Advances in wearable technology offer new possibilities for researchers and clinicians to assess mobility. Inertial measurement systems are amongst promising wearable sensors which have gathered an increasing interest in the past decade because of their portability, autonomy, acquisition frequency and general form factor (size, and configuration) (Zhou and Hu, 2008; Horak et al., 2015). Inertial measurement systems include Attitude and Heading Reference Systems (AHRS), also referred to in the literature as Magnetic and Inertial Measurement Unit (MIMU), Magnetic Angular Rate and Gravity Sensor (MARG) or Inertial and Magnetic Unit (IMU). AHRS are comprised of 3-axes accelerometers, gyroscopes and magnetometers from which information is fed into a fusion algorithm to estimate the orientation of the module in a global reference frame based on gravity and magnetic North. Therefore, using multiple AHRS affixed on contiguous segments makes it possible to assess a person's joints kinematics in different contexts. The diversity of sensors included within AHRS makes them good representative of commonly named movement monitors. This measurement system allows not only the quantity of activity performed to be monitored, but also the quality of that motion through spatiotemporal gait and turn characteristics analysis as well as joint kinematics (Horak et al., 2015; Lebel et al., 2016).

Although multiple studies have used AHRS to assess mobility, the focus has always been on the raw sensors' information (i.e. acceleration and/or segment angular velocity). Consequently, turn duration and turn speed were identified as useful measures to characterize age-related changes (Sheehan et al., 2014; Vervoort et al., 2016), identify recurrent fallers from non-fallers (Greene et al., 2010; Zakaria et al., 2015; Mancini et al., 2016), differentiate between healthy controls and early Parkinson's disease patients (Salarian et al., 2009; Salarian et al., 2010; Zampieri et al., 2010; El-Gohary et al., 2013; Mancini et al., 2015a) and frailties (Galán-Mercant and Cuesta-Vargas, 2014). Although segment and joint orientation information may provide information on a person's functional capabilities that is more easily interpreted, it is far less exploited. Validity studies have proven that the accuracy of the orientation data is sufficient for coarse clinical kinematic assessment (Ferrari et al., 2010; Zhang et al., 2013; Lebel et al., 2017a). However, literature also clearly highlights possible variations in accuracy with changing magnetic environment (Roetenberg et al., 2007; Palermo et al., 2014; Schiefer et al., 2014; Yadav and Bleakley, 2014; Lebel et al., 2017b) while accuracy has also been shown to vary across joints and tasks (Palermo et al., 2014; Lebel et al., 2016). Recently, Lebel et al suggested that this variation may be partly linked to an optimal region of operation for segment angular velocity (Lebel et al., 2017a). These uncertainties regarding orientation data accuracy may explain the current underutilization of such data. However, these limitations are mainly present in extremity kinematics, where segment velocities are higher and magnetic perturbations are more common (Palermo et al., 2014; Lebel et al., 2017a). During a turn, both the head and the trunk's angular velocity are within the optimal region of operation and magnetic perturbations can be assumed as minimal. Hence, the kinematic variation of the head relative to the trunk during a turn appears to be a good candidate to investigate the added value of AHRS orientation data analysis to derive meaningful clinical outcomes.

Traditionally, cranio-caudal sequence is assessed in biomechanics laboratories using camera-based stereophotogrammetric systems and analyzed in the temporal domain. Differences in temporal sequences are interpreted to be linked to different turning strategies. Such interpretations suggest that the cranio-caudal sequence exhibits a specific signature according to the adopted turn strategy. The so-called *movement signature* concept corresponds to the

specific way (timing, force, amplitude, velocity) the movement is performed. Through signal modeling, the complex system involved in human movement can be reduced to a simpler form in order to better understand it. In this specific case, signal modeling is believed to provide insights into the mobility deficits. Human movement can be modeled using different paradigms which include, but are not limited to: equilibrium point models, minimization-based models, kinematic-based models and neural networks (Plamondon et al., 2014). Based on the Kinematics Theory, human movement can be seen as the cumulative response of an important number of biological systems (Plamondon, 1995a;b;1998;Plamondon et al., 2003). Each system will produce a velocity vector from which their cumulative sum will, in the end, result in the movement of a segment. The motion can therefore be seen as the spatiotemporal representation of the energy induced on a specific body segment. The different systems involved in the planning and the execution of a specific task is controlled by the central nervous system. Therefore, assessment of human motion produced during a specific task can provide insights into the fundamentals of the motor control system (Wolpert et al., 1995). Analysis of the human motion through linear system modeling and an impulse response approach therefore seems to be a promising avenue for better characterization and early identification of motor control system deficits. Amongst those kinematic-based models are the delta- and sigma-lognormal models (Plamondon, 1995a;b;Djioua, 2007). These models rely on mathematical grounds to demonstrate that the lognormal function properly models the impulse response of the neuromuscular network in the case of rapid movements and can be seen as the optimal representation of the movement's kinematics (Djioua,Plamondon 2008). Their applications ranges from human motor control phenomena explanations and the factors affecting it (Plamondon and Alimi, 1997;Plamondon et al., 2013a) to scripted signature verification (Djioua and Plamondon, 2009;Woch and Plamondon, 2010;Woch et al., 2011;Plamondon et al., 2013b;Diaz et al., 2016) and detection of fine motor control problems (O'Reilly and Plamondon, 2011;O'Reilly et al., 2014) as well as applications to monitor the evolution of fine motor control in kindergarden children (Duval et al., 2015;Rémi et al., 2015). Indeed, directional rapid movements produce an asymmetrical bell-shaped velocity profile. This can be represented by lognormal functions with characteristic parameters and can be related to the system commands and its ability to respond (command impulse delay, command magnitude, execution delay and response time). However, can such

model be used to analyse axial control specifically? Preliminary studies within the angular domain have shown that the wrist flexion and extension in monkeys could be fit very well with a delta-lognormal model (Plamondon, 1995a), but, no extensive study has further explore the interest of using the Kinematic Theory for the analysis of angular movement control.

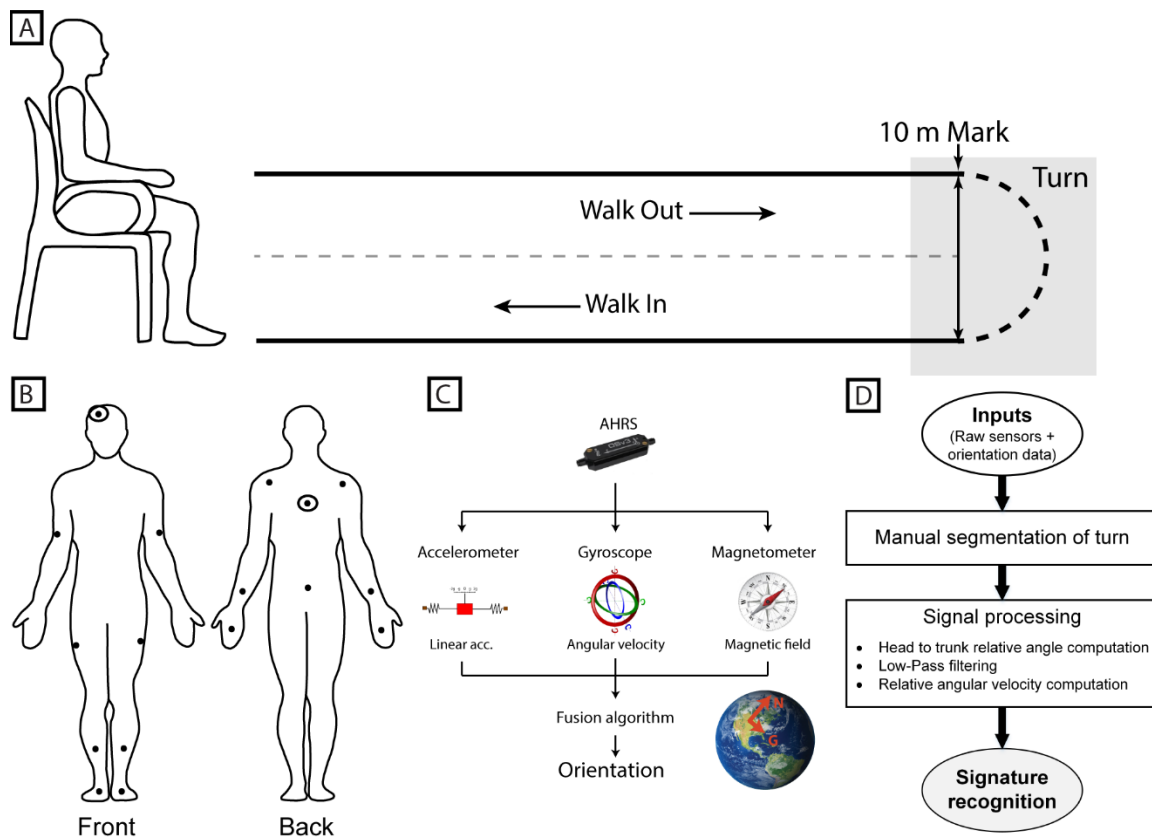
This study investigates the possibility of characterizing the turn cranio-caudal signature via a sigma-lognormal model using the head relative to the trunk velocity profile derived from the orientation data assessed with AHRS. Specifically, this paper aims at (i) presenting and illustrating the methods required for head-trunk signature recognition based on AHRS recording of motion and (ii) evaluating the robustness and the reliability of the identified cranio-caudal signature parameters.

Materials and Methods

Protocol and Instrument

The present study experimental protocol is based on the execution of a 10m Timed Up and Go (TUG). The TUG is a clinically recognized test to assess mobility and balance which combines basic mobility tasks (sit-to-stand, walk and turn) (Rehabilitation Institute of Chicago, 2010). Upon signal, the participant stands-up, walks out to the 10m mark, turns around and walks back to his initial seated position (Figure 1, panel A).

Figure 1. Setup, protocol and methodology. A) Spatial schematic of a 10m TUG task. Participants initiate the task sitting on a chair. Upon signal, the participant stands-up, walk out for 10m, turn around when the 10m mark is reached, walks back towards the chair and sits down. The turn portion of the TUG is targeted for the present study. B) Participants are equipped with a suit comprised of 17 sensors which position are illustrated this diagram. Signals from the double-marked sensors (head and trunk) were used for the signature recognition. C) Sensors used are composed of 3-axis accelerometer, gyroscope and magnetometer to measure linear acceleration, angular velocity and magnetic field. All of the data are passed on to the fusion algorithm embedded in the sensor to estimate the orientation of the module, expressed in an Inertial reference frame. D) Global workflow of the algorithm to recognize the cranio-caudal signature of a turn.



To enable assessment of kinematics, participants are instrumented with the IGS-180 suit (Synertial Ltd, UK) containing 17 AHRS (OS3D, Inertial Labs, USA) as shown in Figure 1B. Each AHRS measures raw inertial signals (segment linear acceleration, angular velocity and magnetic fields) and derives the orientation of the module, and hence the orientation of the segment it is attached to, in a global reference frame (Figure 1C). A validity study performed on this system revealed an acceptable accuracy and an excellent agreement for both the head and trunk sensors when compared with an optoelectronic gold standard during

a turn (Lebel et al., 2017a). The IGS-180 enables acquisition of data (raw inertial data and orientation data) over its 17 sensors at 60Hz. Sensor to body alignment, required to express the sensor movement into anatomical planes of reference, is performed with the participant standing in a neutral position (standing up, looking straight-ahead with palms facing their thighs) at the beginning of each trial.

Signal processing

Trials are manually reviewed and segmented using the avatar in IGS-Bio, the application available with the IGS-180. Specifically, the procedure described below was followed to ensure systematic segmentation of the turns:

- i. Visual identification of the point in time at which a misalignment between the head-trunk-pelvis axis appears;
- ii. Establishment of the beginning of the previous gait cycle (i.e. heel strike preceding initial misalignment) → *Beginning of turn*;
- iii. Identification of the point in time at which the head-trunk-pelvis axis is realigned;
- iv. Localization of the beginning of the next gait cycle (i.e. heel strike following realignment) → *End of turn*;

All trials were segmented by the same evaluator in order to avoid bias. Further signal processing is performed in Matlab v2015a (MathWorks, US). For each trial, the relative orientation of the head to the trunk is computed and expressed in anatomical planes of reference. The resulting relative angle signals are then filtered using a 4th order low-pass Butterworth filter with a cut-off frequency of 1.5Hz. The cut-off frequency was determined from a residual-based analysis of the relative orientation signal, using an acceptable threshold of 2° and was performed over repeated trials (Carbonneau et al., 2013). The residual threshold was based on the reported accuracy of orientation data obtained with the present system (Lebel et al., 2013; Lebel et al., 2017a). For each trial, the cut-off frequency that yielded the acceptable residual threshold was calculated. The final cut-off frequency was calculated from the mean and standard deviation values obtained over repeated trials analysis to cover 95%

of the cases. The resulting filtered angle profile was then transferred back into its quaternion form and used to compute the relative angular velocity profile.

Let's define

θ as the rotation angle and

$\vec{u} \triangleq \mathbf{u} = (u_x \mathbf{i} + u_y \mathbf{j} + u_z \mathbf{k})$ as the unit vector, expressed with the Cartesian axes $\mathbf{i}, \mathbf{j}, \mathbf{k}$

Then the quaternion may be expressed as:

$$\mathbf{q} = \cos\left(\frac{\theta}{2}\right) + (u_x \mathbf{i} + u_y \mathbf{j} + u_z \mathbf{k}) \sin\left(\frac{\theta}{2}\right)$$

$$\underline{\mathbf{q}} = \begin{bmatrix} \cos\left(\frac{\theta}{2}\right) \\ u_x \sin\left(\frac{\theta}{2}\right) \\ u_y \sin\left(\frac{\theta}{2}\right) \\ u_z \sin\left(\frac{\theta}{2}\right) \end{bmatrix} \quad (\text{Eq3})$$

The angular velocity of the head relative to the trunk ($\boldsymbol{\omega}$) can then be determined by Eq4 (Rico-Martinez and Gallardo-Alvarado, 2000).

$$\boldsymbol{\omega} = \dot{\theta}(t) \hat{\mathbf{u}}(t) + \dot{\hat{\mathbf{u}}} \sin(\theta(t)) + \hat{\mathbf{u}}(t) \times \dot{\hat{\mathbf{u}}} (1 - \cos(\theta(t))) \quad (\text{Eq4})$$

The axial component of the angular velocity, corresponding to the axial velocity profile of the head relative to the trunk, is then available to be used for further signature analysis.

Conceptual Framework and Parameters of Turn Signature

The optimal turn cranio-caudal sequence generates a change in relative angular orientation of the head to the trunk which segments are realigned upon completion of the transition. The turn cranio-caudal signature conceptual framework therefore has two main components: the analysis of the relative head to trunk maximum angle reached during the turn and the

investigation of the relative angular velocity profile derived from it via the sigma-lognormal model approach.

Relative angular velocity profile analysis

According to the Kinematics Theory, the impulse response of the neuromuscular system (NMS) can be identified by analyzing the characteristics of the movement itself. If it is assumed that the NMS encompasses the motor cortex down to the muscles, all neuronal activities processed prior to the NMS consequently translate into a delay in the impulse command sent to the system. The NMS itself is made of multiple motor units which can be modeled as non-linear sub-systems organized in such a way that allows them to work efficiently (Plamondon, 1995a;Djioua, 2007). The impulse response of such linearized system follows an asymmetric positive bell-shaped curve described by a lognormal function. If one considers the control strategy of a movement from an energy point of view, the velocity of the end effector become the basic unit of the motion and should therefore follow a lognormal profile. Thus, Plamondon and his team proposed and validated the use of the sigma-lognormal model on the velocity profile to analyze the human motion during scripted signature (Plamondon, 1995a;Plamondon et al., 2003;Djioua, 2007;Djioua and Plamondon, 2009;O'Reilly and Plamondon, 2009;Javier et al., 2013).

Here, we use the sigma-lognormal model to characterize the turn cranio-caudal signature. The two segments involved (head and trunk) can be seen as two neuromuscular systems, each one having its own lognormal impulse response. The output of each of these systems will therefore follow a lognormal profile for simple movements. In our study, we are interested in analyzing a more complex NMS, the head-trunk system, from which output can be seen as the vectorial summation of both basic systems outputs. Specifically, the cranio-caudal velocity profile can be decomposed into two phases corresponding to the moment the head initiates the turn, moving away from the trunk (phase 1) and the moment the trunk engages into the turn, closing the gap with the head (phase 2). We can therefore mathematically describe this complex system as the subtraction of the two illustrated velocity profiles (Figure 2A, Eq1). The impulse response of the NMS is a lognormal (Plamondon et al., 2003), asymmetric bell-shaped curve (Figure 2B) from which the exact representation follows the equation in the insert and depends upon the magnitude of the commanded signal (D), the

time occurrence of this command (t_0), the execution delay (μ) and the response time (σ). The latter two were defined on a log scale. Indeed,

$$|\vec{v}(t)| = \left| \sum_{i=1}^2 \vec{v}_i(t, t_{0i}, \mu_i \sigma_i^2) \right| \cong D_h \Lambda_h(t, t_{0h}, \mu_h \sigma_h^2) - D_T \Lambda_T(t, t_{0T}, \mu_T \sigma_T^2); \text{ and}$$

$$\Lambda_i(t, t_{0i}, \mu_i \sigma_i^2) = \frac{1}{\sigma_i(t-t_{0i})\sqrt{2\pi}} e^{\left(\frac{[\ln(t-t_{0i})-\mu_i]^2}{-2\sigma_i^2} \right)} \quad (\text{Eq1})$$

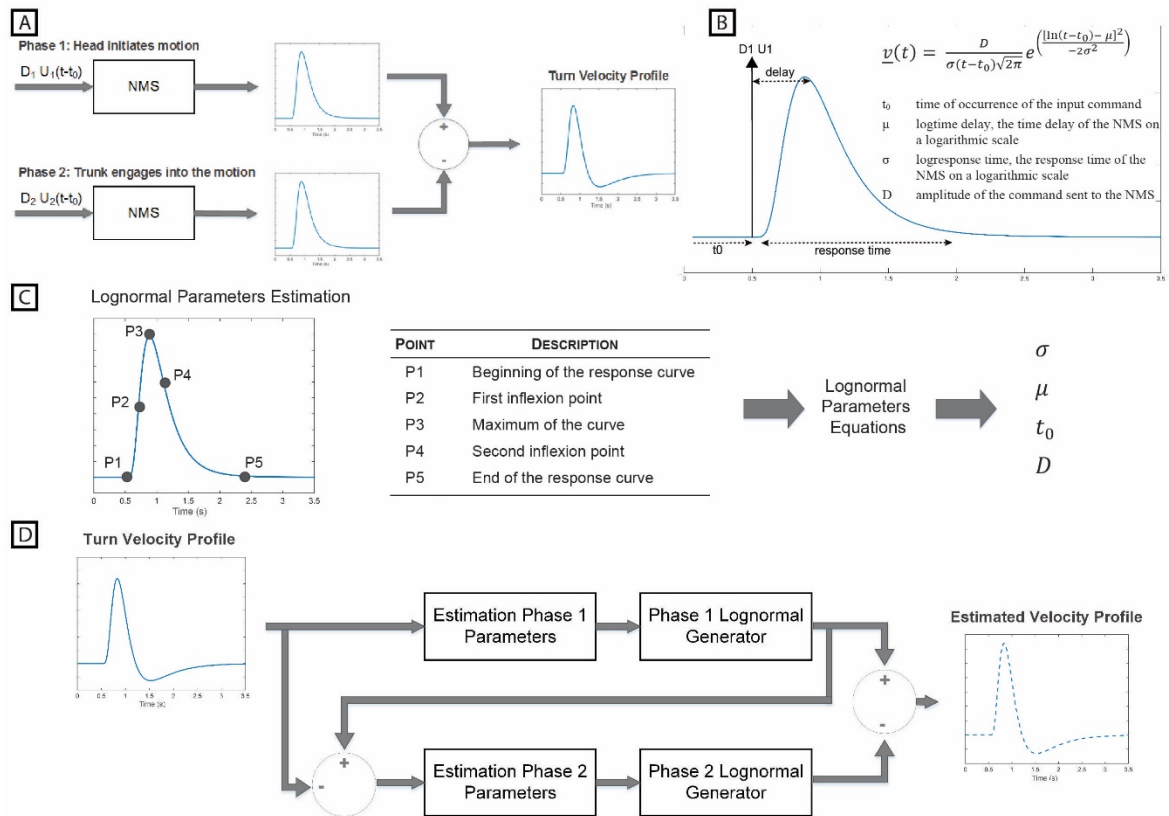
where t_{0i} is the time of occurrence of the i^{th} input command;

μ is the logtime delay of the NMS, the time delay on a logarithmic scale ;

σ is the logresponse time of the NMS, the response time on a logarithmic scale ; and

D is the amplitude of the command sent to the NMS.

Figure 2. Sigma-lognormal Model Conceptual Framework. (A) Upon initiation of a turn, a first command is sent to the neuromuscular system to initiate the head motion. A second command is sent to initiates the movement of the trunk. The difference of the NMS impulse responses generates the head to trunk velocity profile corresponding to the cranio-caudal signature. (B) The NMS impulse response is characterized by an asymmetric bell-shaped curved which can be characterized by the delay between command initiation and the median of the velocity as well as the response time. (C) Parameters of the sigma-lognormal profile can be estimated through the localization of specific points on the curve. (D) The sigma-lognormal model estimates the parameters of the two lognormal signal phases from which the velocity profile is estimated.



The lognormal equation parameters may be calculated using specific points of the velocity profile (Figure 2C) following equations Eq2 to Eq5 (Djioua, 2007;Djioua and Plamondon, 2009;O'Reilly and Plamondon, 2009).

$$\frac{t_{P3}-t_{P1}}{t_{P5}-t_{P1}} = \frac{e^{-\sigma^2}-e^{-3\sigma}}{e^{3\sigma}-e^{-3\sigma}} \rightarrow \sigma \quad (\text{Eq2})$$

$$\mu = \ln\left(\frac{t_{P4}-t_{P2}}{e^{-(1.5\sigma^2-\sigma\sqrt{0.25\sigma^2+1})}-e^{-(1.5\sigma^2+\sigma\sqrt{0.25\sigma^2+1})}}\right) \quad (\text{Eq3})$$

$$t_0 = t_{P3} - e^\mu e^{-\sigma^2} \quad (\text{Eq4})$$

$$D = \sqrt{2\pi} v_{P3} e^\mu \sigma e^{(\sigma^4/2\sigma^2 - \sigma^2)} \quad (\text{Eq5})$$

Indeed, from the velocity signal it is possible to identify the time at which the motion is initiated and terminated, the time at which the maximum velocity is reached as well as both inflexion points. These points are first identified for phase 1 of the motion. The lognormal model parameters are then derived from these points and phase 1 response is estimated. A similar process is followed for phase 2, allowing a full reconstruction of the velocity signal (Figure 2D). From the estimated lognormal equation parameters, it is also possible to deduce further characteristics of the lognormal impulse response which could help interpret the NMS. The time delay (\bar{t}), defined as the rapidity at which the system responds to the command, and the time response (s), corresponding to the time it takes the system to react and execute the movement, are defined by equations Eq6 and Eq7 respectively (Plamondon et al., 2003).

$$\bar{t} = \int_{t_0}^{+\infty} t \Lambda(t, t_0, \mu, \sigma^2) dt = t_0 + e^{\mu+0.5\sigma^2} \quad (\text{Eq6})$$

$$\begin{aligned} s &= \sqrt{\int_{t_0}^{+\infty} t \Lambda(t, t_0, \mu, \sigma^2) dt} = \sqrt{e^{2\mu+\sigma^2}(e^{\sigma^2} - 1)} \\ &= (\bar{t} - t_0) \sqrt{(e^{\sigma^2} - 1)} \end{aligned} \quad (\text{Eq7})$$

Finally, the quality of the reconstructed signature is evaluated using a signal to noise ratio approach described in equation Eq8, as proposed by O'Reilly and Plamondon (2009).

$$SNR = 20 \log \left(\frac{\int_0^{t_{end}} v^2(t) dt}{\int_0^{t_{end}} [v(t) - \hat{v}(t)]^2 dt} \right) \quad (\text{Eq8})$$

In Eq8, v corresponds to the measured velocity profile while \hat{v} is the reconstructed or estimated profile.

Experimental Concept Overview

The complete set of metrics proposed for characterization of the turn cranio-caudal signature is summarized in Table 1. In order for these parameters to be of true interest, they must be robust to task velocity natural variation and be reliable.

Table 1. Turn Cranio-caudal Signature Metrics

METRIC	DESCRIPTION
H2Tmax	Maximal head to trunk angle reached during turn.
D ₁ , D ₂	Amplitude of the commanded turn phase 1 and 2 signal.
t ₀₁ , t ₀₂	Time of occurrence of the commands (phase 1 and 2).
\bar{t}_1 , \bar{t}_2	Time delay of the system impulse response (phase 1 and 2).
s ₁ , s ₂	NMS response time (phase 1 and 2).

Detailed Experimental Protocol and Participants

The robustness and reliability of the proposed approach was tested on a sample of older adults. The project was approved by the Centre de Recherche de l'Institut Universitaire de Gériatrie de Montreal ethics board and participants provided written informed consent. Sixteen asymptomatic adults aged between 55 and 83 years old (mean age = 69.1 years old, 50% female, height = 1.61 ± 0.08 m, weight = 63.2 ± 10.1 kg; BMI = 24.3 ± 3.2 kg/m²) participated in the study. Participants performed repeated 10m TUGs equipped with the IGS-180, as explained in section 0. TUGs were executed both at normal and fast paces, each condition being repeated twice.

Traditional Metrics

For comparison purposes, data were also analyzed using traditional metrics. As such, the accelerometer signal from the trunk AHRS was analyzed to determine the number of steps the participants took during the turn (Salarian et al., 2010). Analysis of the number of steps is based on a threshold on the acceleration measured by the trunk sensors. Validity of the method was assessed by visual comparison over 5 trials. Mean and max angular velocity obtained during the turn was computed using the angular velocity data provided by the trunk AHRS' gyroscope (Salarian et al., 2009; Salarian et al., 2010; Mancini et al., 2015a).

Data Analysis

For each trial, the introduced cranio-caudal signature metrics were calculated along with the traditional turn parameters.

A quality control process ensured that only the trials with a signal-to-noise ratio (SNR) greater than 10 dB were kept. The selected threshold is slightly lower than the generally accepted rule for SNR in controlled experiments (usually 15dB), but this threshold was shown to be satisfying in this specific context. Indeed, this slightly more permissive SNR takes into account the complexity of the experiment and the possible sources for uncertainties such as the manual segmentation of the turn from the TUG task. The effects of velocity on the different metrics as well as their reliability were then analyzed. The robustness of the cranio-caudal turn signature metrics to natural task-related velocity variations and their reliability over repeated trials are important properties that need to be established before their validity can be further explored. All statistical analyses were performed using SPSS (v23.0.0 from IBM) and considered a significance level of 0.05.

Velocity Effect and Reliability

Each participant performed four TUGs (two at a normal pace, two at a fast pace). The effect of velocity on the metrics was therefore evaluated by taking the mean of each metric per participant and velocity and comparing them using a Wilcoxon signed-rank test. Reliability was assessed using a two-way random, absolute, average-measures intra-class correlation coefficient (Weir, 2005) performed on the repeated measurement of each metric (i.e.

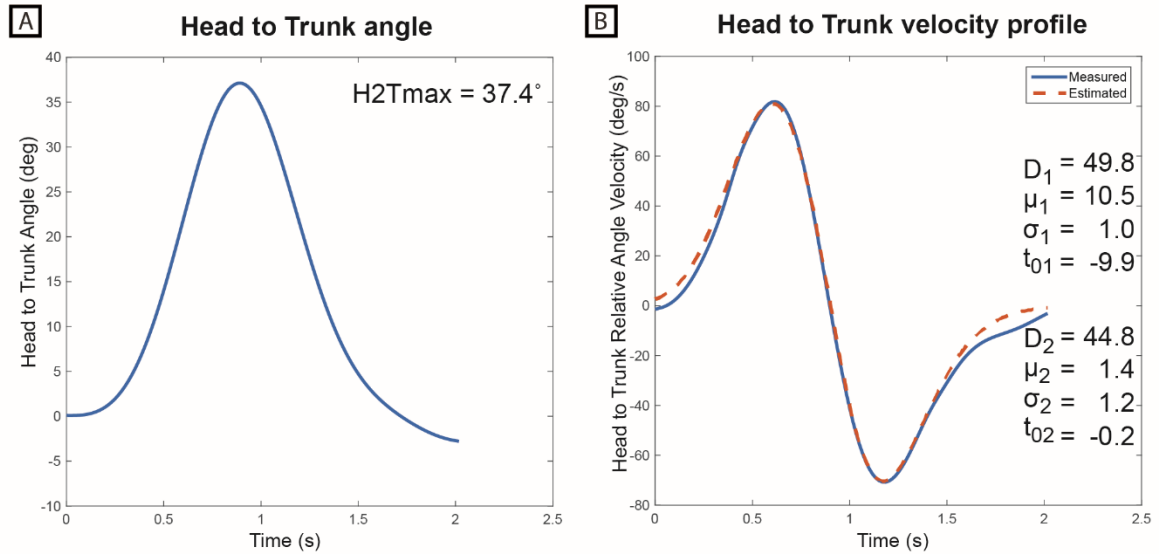
ICC(2,4) for absolute agreement). The following guidelines were used for interpretation (Koo and Li, 2016):

- $0.00 \leq \text{ICC} < 0.50$ Poor reliability
- $0.51 \leq \text{ICC} < 0.75$ Moderate reliability
- $0.75 \leq \text{ICC} < 0.90$ Good reliability
- $0.91 \leq \text{ICC} \leq 1.00$ Excellent reliability

Results

The ability of the sigma-lognormal model to estimate the cranio-caudal signature is shown in Figure 3. The left panel of this figure illustrates the variation in relative head to trunk angle captured during the turn for a healthy individual. The right panel corresponds to the relative head to trunk angular velocity profile for the same turn (blue curve – measured; red dotted curve - reconstructed profile using the sigma-lognormal approach). Analysis of the SNR revealed a median of 17.7 [14.6, 26.6], confirming the ability of the model to fit the data.

Figure 3. Cranio-Caudal Signature Determination. The proposed cranio-caudal signature approach is composed of both the analysis of the relative head to trunk angle achieved during the turn and the head to trunk relative angular velocity profile, modeled with the sigma-lognormal approach. (A) Change in head to trunk relative angle during a normal turn. The maximum angle reached is identified as a signature variable. (B) The blue curve illustrates the relative head to trunk angular velocity profile during the turn, as derived from the AHRS measurement. The red dotted line illustrates the reconstructed profile, using the sigma-lognormal model. The parameters used to achieve the reconstruction are listed as inserts.

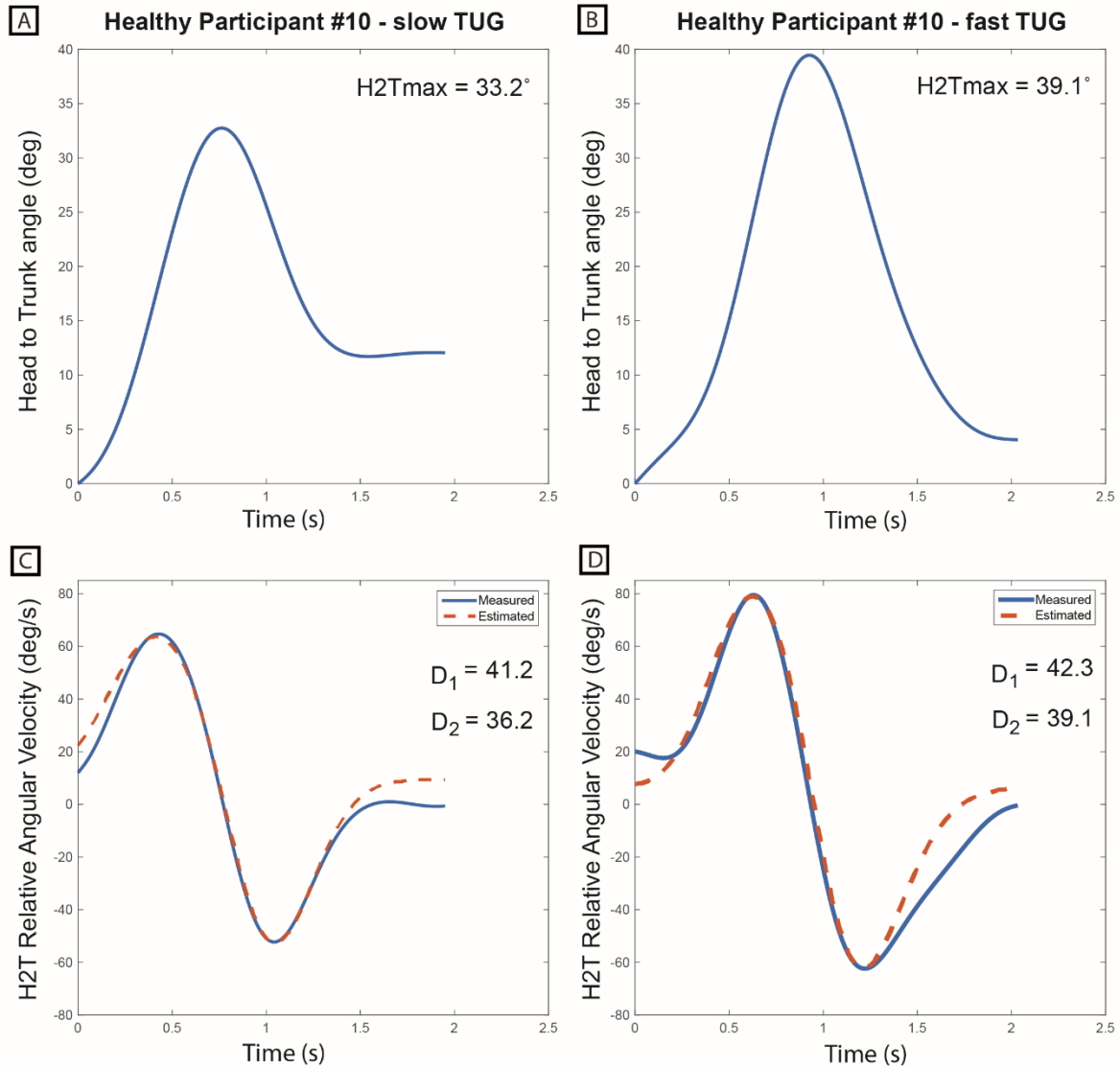


The robustness of the proposed parameters to velocity variations as well as their reliability shall now be verified.

Velocity Effect

Normal pace TUGs were significantly slower than fast TUG (Normal pace TUG duration: 20.3 ± 2.8 s; Fast pace TUG duration: 17.0 ± 1.7 s; $p = 0.001$). Figure 4 illustrates the turn's cranio-caudal signature captured for the same healthy individual performing a normal pace and a fast pace TUG.

Figure 4. Turn cranio-caudal signature for a normal pace (A, C) and a fast pace TUG (B, D), executed by the same healthy participant. (A, B) Relative head to trunk angle variation captured during the turns. (C, D) Measured and estimated relative head to trunk angular velocity profile captured during the turns along with the computed signature parameters.



The dispersion of the cranio-caudal signature metrics ($H2T_{max}$ and $D_{1,2}$) across participants is shown in Figure 5. The averaged peak head to trunk angle reached during the turn varied from $25.6 \pm 8.9^\circ$ for normal pace TUG to $24.5 \pm 8.4^\circ$ for fast pace trials, a difference not statistically significant ($p = 0.683$). The difference between the commanded amplitudes computed for normal pace versus fast pace were not statistically different (D_1 normal pace: 24.8 ± 12.3 , D_1 fast pace: 28.5 ± 11.0 , $p = 0.470$; D_2 normal pace: 29.2 ± 11.0 , D_2 fast pace:

24.1 ± 10.1 , $p = 0.124$). Similarly, the pace of the trials also did not have any significant effect on the timing parameters (t_{01} normal pace: -4.40 ± 6.30 s, t_{01} fast pace: -4.37 ± 5.56 s, $p = 0.836$; t_{02} normal pace: -7.0 ± 6.3 s, t_{02} fast pace: -4.5 ± 3.4 s, $p = 0.198$; \bar{t}_1 normal pace: 0.62 ± 0.15 s, \bar{t}_1 fast pace: 0.57 ± 0.21 s, $p = 0.363$; \bar{t}_2 normal pace: 1.34 ± 0.22 s, \bar{t}_2 fast pace: 1.17 ± 0.32 s, $p = 0.158$; s_1 normal pace: 0.28 ± 0.09 s, s_1 fast pace: 0.26 ± 0.06 s, $p = 0.638$; s_2 normal pace: 0.23 ± 0.05 s, s_2 fast pace: 0.22 ± 0.06 s, $p = 0.198$). For comparison purposes, Figure 6 illustrates the dispersion observed across participants for the traditional turn metrics. Both the number of steps (NbSteps normal pace: 3.9 ± 0.8 , NbSteps fast pace: 3.9 ± 0.7 , $p = 0.685$) and the mean turn velocity (turnvel_{mean} normal pace: 1.54 ± 0.25 rad/s, turnvel_{mean} fast pace: 1.53 ± 0.15 rad/s, $p = 0.925$) were not significantly affected by velocity. However, the maximum velocity was significantly different (turnvel_{max} normal pace: 3.83 ± 0.40 rad/s, turnvel_{max} fast pace: 4.08 ± 0.42 rad/s, $p = 0.009$).

Figure 5. Turn signature metric dispersion per trial velocity.

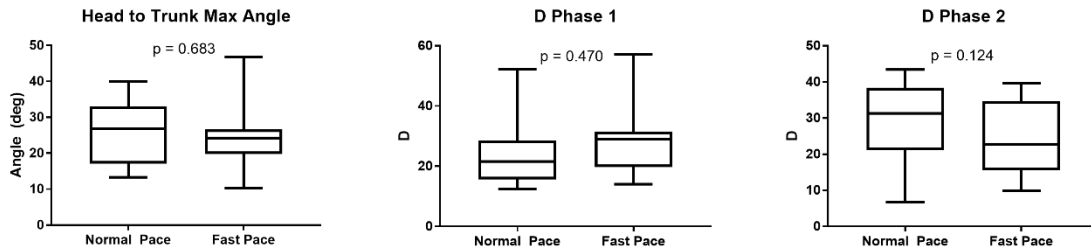
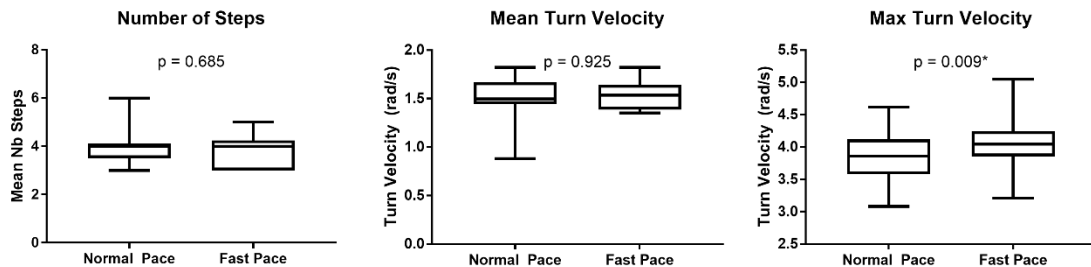


Figure 6. Traditional turn metric dispersion per trial velocity.



Reliability

Reliability was assessed for all repeated trials performed by the participants (i.e. normal and fast trials). Table 2 reports the ICC for each metric together with their 95% confidence intervals. Cranio-caudal signature metrics were shown to have a moderate to good reliability with ICCs, varying from 0.64 to 0.81. Furthermore, it was found that both traditional turn velocity metrics (mean and max turn velocity) had a moderate agreement while the number of steps revealed a poor reliability.

Table 2. Turn Metrics Reliability

Metric		ICC		SEM
<i>Cranio-caudal Signature</i>	H2Tmax	0.808	[0.422, 0.962]	3.9°
	D ₁	0.678	[-0.098, 0.939]	7.5
	D ₂	0.640	[-0.249, 0.933]	7.0
	\bar{t}_1	-0.480	[-3.058, 0.693]	0.27s
	\bar{t}_2	0.781	[0.329, 0.957]	0.13s
	S ₁	-0.045	[-1.818, 0.784]	0.11s
	S ₂	0.538	[-0.707, 0.915]	0.04s
	t ₀₁	-0.068	[-1.799, 0.664]	9.02s
	t ₀₂	-0.216	[-2.823, 0.643]	9.25s
<i>Traditional Metrics</i>	NbSteps	0.242	[-2.179, 0.866]	0.8 step
	turnvel _{mean}	0.607	[-0.397, 0.927]	0.13 rad/s
	turnvel _{max}	0.682	[0.120, 0.935]	0.28 rad/s

Discussion

The current study demonstrated for the first time that it is possible to successfully capture the cranio-caudal signature from the relative angular velocity profile deduced from the AHRS orientation data. In past studies, a cranio-caudal sequence was identified using camera-based stereophotogrammetric systems (Ferrarin et al., 2006; Crenna et al., 2007; Hong et al., 2009; Wright et al., 2012; Spildooren et al., 2013; Hulbert et al., 2014). These studies predominantly assessed the temporal sequence in which the segments (head, trunk and pelvis) are engaged in turning as well as the maximum angle reached by the head relative to the trunk and pelvis. In a study comparing recurrent fallers to non-fallers performing a 360° on-spot turning task, Wright et al. (2012) showed that all participants initiated the turn by rotating the head and that the extent of that head rotation is greater in non-fallers. Additionally, in a population with Parkinson's disease, it was also shown that both the temporal cranio-caudal sequence as well as the maximum rotation of the head to the trunk are altered compared to controls, reflecting the so-called "en-bloc" strategy (Ferrarin et al., 2006; Crenna et al., 2007; Hong et al., 2009; Spildooren et al., 2013). Hence, it has been well demonstrated that the cranio-caudal sequence exhibited during the turn contains useful information. However, it is also documented that camera-based systems have restrictions (cost, required volume of operation, occlusions) which limit their use in a clinical settings (Zhou and Hu, 2008). Alternatively, inertial measurement systems have the portability required to be used outside laboratory settings, but the type of information provided by this system is different, and thus requires data to be analyzed differently. Orientation data, expressed in a global reference frame, allow us to measure the change in orientation of the head relative to the trunk. In this study, we investigated the possibility to capture and characterize the cranio-caudal signature from the orientation data provided by AHRS using a two-step process: First, the relative head to trunk angular profile is analyzed to assess the maximum angle reached. Then, the relative angular velocity profile of the head to the trunk is derived from that relative orientation information and investigated with the sigma-lognormal model. While orientation and inertial data (acceleration and angular velocity) can be used to directly characterize the turn, the choice to use a model is based on an assumption that this model will provide insights into the NMS which will help understand mobility deficits. The model has already been proven to be linked to the NMS in different situations,

but had never been used on relative angular velocity. The combined analysis of the maximum relative head to trunk angle with a sigma-lognormal approach on the velocity profile of this joint therefore presents a promising avenue to enable cranio-caudal signature analysis with AHRS.

In order for the approach to be truly of interest, the signature metrics have to be reliable and robust to speed variations. Comparing the metrics computed during fast TUG to the ones computed for the TUG performed at normal pace has shown that velocity does not produce significant variations in the metrics. These results are in conjunction with Akram et al. (2010) who demonstrated, using a camera-based system, that the cranio-caudal timing sequence is robust to walking speed variations. Furthermore, the maximum head to trunk angle and command amplitudes metrics have shown moderate to strong reliability over the four repeated trials. Reliability of the temporal parameters is, however, less. This is believed to be attributed to the direct relationship of those parameters with the quality of the segmentation. As mentioned in sub-section “Signal Processing”, strict criteria were followed for segmentation, but the resolution offered when defining the previous and next step as reference points appears to be insufficient. Nevertheless, true possibilities of such temporal parameters will only be determined when comparing the values with the ones extracted from pathologic turns. Normalization of the parameters with phase 1 as a reference could also be considered. At this point, it is difficult to relate the results to other published work as this is, to our knowledge, the first time a similar approach has been used to characterize the cranio-caudal sequence. For comparison purposes, traditional metrics were also captured during each trial. These metrics (number of steps, mean turn velocity and max turn velocity) correspond to the current most popular metrics used in the literature to characterize the turn behavior using inertial measurement systems (Greene et al., 2010; Salarian et al., 2010; Zampieri et al., 2010; El-Gohary et al., 2013; Galán-Mercant and Cuesta-Vargas, 2014; Sheehan et al., 2014; Mancini et al., 2015b; Zakaria et al., 2015; Mancini et al., 2016; Smith et al., 2016; Vervoort et al., 2016). Both the number of steps and the mean turn velocity were robust to a change in speed, but the maximum turn velocity was found to be significantly higher at fast pace TUG. According to Hulbert et al. (2014), the number of steps taken during a turn relates to the strategy adopted to perform that turn. The results from the

current study illustrate that the turn strategy itself was not modified with TUG speed. In the literature, turn duration was identified as an objective biomarker of the ability of the neural control system to perform postural transitions (Horak and Mancini, 2013). Therefore, the observed increased maximum turn velocity with increasing TUG pace combined with the constant mean velocity can be interpreted as an adaptive strategy to maintain the same turn duration, denoting a good ability to change motor program among the participants. However, from these results, we must be cautious when interpreting a difference in maximum velocity to differentiate populations, as the extent of the difference may also be due to speed difference. If the instruction is not standardized (e.g. “perform the test as fast but safely as possible”), results of the maximum velocity may be biased. With respect to reliability, those traditional metrics performed poorer than the signature metrics as a result. The number of steps even showed poor reliability as assessed with an ICC. Previously, Salarian et al. (2010) had reported a strong agreement for that same metrics. The difference may be explained by the small variation between individuals within our sample. Indeed, the number of steps required to perform a 180° lacks variability in the current study as participants were all healthy elderly. Salarian et al. (2010) used both healthy controls and Parkinson’s disease patients to test for reliability, increasing the variability between individuals. In the near future, a test-retest reliability of cranio-caudal signature parameters could be re-evaluated using a similar approach to enable better comparison with the literature. The lack of variability between healthy individuals is a good thing when trying to differentiate two groups with clearly different behavior (e.g. Parkinson’s disease patients vs healthy controls). However, it raises concerns regarding the sensitivity to the change of such metric. The better reliability of the cranio-caudal signature metrics observed between individuals suggests a better resolution of the metrics, offering the potential to a better sensitivity to change. If true, such metrics could be useful to monitor changes in motor control with age or disease progression within individuals. One limit to this study is the fact that the proposed cranio-caudal signature methodology was directly validated using an inertial system which is known to have a certain inaccuracy. In a recent study, it was demonstrated that the segment of interest here had a mean root-mean-squared difference between 3.1° and 4.4° during a turn with peak values around 6° (Lebel et al., 2017a). However, peak error will occur around maximum velocity which, in the case of the sigma-lognormal model, is defined by Eq8

below. The impact of this inaccuracy on timing parameters is minor as the reported agreement is good. As a result, inaccuracy in V_{max} measurement could result in inaccuracy in the estimation of parameter D . However, recalling that the effect of the pace of the trial on D was shown to be not statistically significant across individuals, it can be assumed that the model is robust to the measurement inaccuracies.

$$V_{max} = \frac{D}{\sigma/\sqrt{2\pi}} e^{(-\mu + 0.5\sigma^2)} \quad (\text{Eq9})$$

Now that we have established the required methodology to derive the cranio-caudal signature based on AHRS data and verified the reliability of the metrics, there is a possibility of applying it to different populations to verify the sensitivity of the metrics.

The proposed algorithm allows for the characterization of the quality of a turn using AHRS in an innovative manner. It also demonstrates the power of orientation data assessed with AHRS. The full potential of such an approach will only be reached when combined with automatic recognition and segmentation of activities (Nguyen et al., 2015; Ayachi et al., 2016a; Ayachi et al., 2016b). Additionally, this work also shows that sigma-lognormal model can be used to fit the cranio-caudal signature. Although this model has been proven well-suited for rapid (Plamondon et al., 2014) and slow movements (Duval et al 2014) in different situations, the movement of the head to the trunk during the turn is somewhat different and it was previously unclear if such a model could be applied here. The present results confirm this hypothesis. However, further validation of the model in this specific context of use would be beneficial in order to provide a deeper understanding of the parameters values in this particular framework.

Conclusion

The present study has shown that cranio-caudal signature during the turn can be captured using AHRS and a sigma-lognormal model. Metrics deduced from the signature profile were shown to be robust to speed variations and reliable. Comparison with traditional turn metrics leads us to believe that the proposed approach is a promising avenue to enhance early deficits identification.

References

- Akram, S.B., Frank, J.S., and Fraser, J. (2010). Effect of walking velocity on segment coordination during pre-planned turns in healthy older adults. *Gait Posture* 32, 211-214.
- Anderson, J., Wagner, J., Bessesen, M., and Williams, L.C. (2012). Usability testing in the hospital. *Human Factors and Ergonomics in Manufacturing & Service Industries* 22, 52-63.
- Ayachi, F., Nguyen, H., Goubault, E., Boissy, P., and Duval, C. (2016a). The Use of Empirical Mode Decomposition-Based Algorithm and Inertial Measurement Units to Auto-Detect Daily Living Activities of Healthy Adults. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 1-1.
- Ayachi, F.S., Nguyen, H.P., Lavigne-Pelletier, C., Goubault, E., Boissy, P., and Duval, C. (2016b). Wavelet-based algorithm for auto-detection of daily living activities of older adults captured by multiple inertial measurement units (IMUs). *Physiological measurement* 37, 442.
- Carbonneau, E., Fontaine, R., and Smeesters, C. (2013). "A practical approach to determine appropriate cutoff frequencies for motion analysis data", in: *37th Annual Meeting of the American Society of Biomechanics*).
- Carpinella, I., Crenna, P., Calabrese, E., Rabuffetti, M., Mazzoleni, P., Nemni, R., and Ferrarin, M. (2007). Locomotor function in the early stage of Parkinson's disease. *IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering : a publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society* 15, 543-551.
- Crenna, P., Carpinella, I., Rabuffetti, M., Calabrese, E., Mazzoleni, P., Nemni, R., and Ferrarin, M. (2007). SIAMOC Best Clinical Paper Award 2006: The association between impaired turning and normal straight walking in Parkinson's disease. *Gait & Posture* 26, 172-178.
- Diaz, M., Fischer, A., Ferrer, M.A., and Plamondon, R. (2016). Dynamic Signature Verification System Based on One Real Signature. *IEEE Trans Cybern.*

- Djioua, M. (2007). *Contributions à la compréhension, à la généralisation et à l'utilisation de la théorie cinématique dans l'analyse et la synthèse du mouvement humain*. PhD, École Polytechnique de Montréal.
- Djioua, M., and Plamondon, R. (2009). A New Algorithm and System for the Characterization of Handwriting Strokes with Delta-Lognormal Parameters. *IEEE Transactions on Pattern Analysis & Machine Intelligence* 31, 2060-2072.
- Duval, T., Rémi, C., Plamondon, R., Vaillant, J., and O'reilly, C. (2015). Combining sigma-lognormal modeling and classical features for analyzing graphomotor performances in kindergarten children. *Human Movement Science* 43, 183-200.
- El-Gohary, M., Pearson, S., Mcnames, J., Mancini, M., Horak, F., Mellone, S., and Chiari, L. (2013). Continuous monitoring of turning in patients with movement disability. *Sensors (Basel)* 14, 356-369.
- Ferrari, A., Cutti, A.G., Garofalo, P., Raggi, M., Heijboer, M., Cappello, A., and Davalli, A. (2010). First in vivo assessment of "outwalk": A novel protocol for clinical gait analysis based on inertial and magnetic sensors. *Medical and Biological Engineering and Computing* 48, 1-15.
- Ferrarin, M., Carpinella, I., Rabuffetti, M., Calabrese, E., Mazzoleni, P., and Nemni, R. (2006). Locomotor disorders in patients at early stages of Parkinson's disease: a quantitative analysis. *Conference Proceedings: ... Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine & Biology Society* 1, 1224-1227.
- Fuller, J.R., Adkin, A.L., and Vallis, L.A. (2007). Strategies used by older adults to change travel direction. *Gait & Posture* 25, 393-400.
- Galán-Mercant, A., and Cuesta-Vargas, A.I. (2014). Differences in trunk accelerometry between frail and non-frail elderly persons in functional tasks. *BMC research notes* 7, 100-100.

- Gaudreault, N.D., M-J. Bernier, M. Côté, a-M. (2012). Barriers and Facilitators to Using Knee Gait Analysis Report Findings in Physiotherapy Practice. *Novel Physiotherapies* 2, 112.
- Ginsburg, G. (2005). Human factors engineering: a tool for medical device evaluation in hospital procurement decision-making. *J Biomed Inform* 38, 213-219.
- Greene, B., Mcgrath, D., O'Neill, R., O'donovan, K., Burns, A., and Caulfield, B. (2010). An adaptive gyroscope-based algorithm for temporal gait analysis. *Medical & Biological Engineering & Computing* 48, 1251-1260.
- Herman T, G.N.H.J.M. (2011). Properties of the 'Timed Up and Go' test: More than meets the eye. *Gerontology* 57, 203.
- Hong, M., Perlmuter, J.S., and Earhart, G.M. (2009). A kinematic and electromyographic analysis of turning in people with Parkinson disease. *Neurorehabil Neural Repair* 23, 166-176.
- Horak, F., King, L., and Mancini, M. (2015). Role of Body-Worn Movement Monitor Technology for Balance and Gait Rehabilitation. *Physical Therapy* 95, 461-470.
- Horak, F.B., and Mancini, M. (2013). Objective biomarkers of balance and gait for Parkinson's disease using body-worn sensors. *Movement Disorders* 28, 1544-1551.
- Hulbert, S., Ashburn, A., Robert, L., and Verheyden, G. (2014). A narrative review of turning deficits in people with Parkinson's disease. *Disabil Rehabil*, 1-8.
- Javier, G., Julian, F., Marcos, M.-D., and Réjean, P. (2013). "2011 International Conference on Document Analysis and Recognition Quality Analysis of Dynamic Signature Based on the Sigma-Lognormal Model". (United States, North America).
- King, L.A., Mancini, M., Priest, K., Salarian, A., Rodrigues-De-Paula, F., and Horak, F. (2012). Do clinical scales of balance reflect turning abnormalities in people with Parkinson's disease? *Journal of Neurologic Physical Therapy* 36, 25-31.

Koo, T.K., and Li, M.Y. (2016). A Guideline of Selecting and Reporting Intraclass Correlation Coefficients for Reliability Research. *Journal of Chiropractic Medicine* 15, 155-163.

Lebel, K., Boissy, P., Hamel, M., and Duval, C. (2013). Inertial Measures of Motion for Clinical Biomechanics: Comparative Assessment of Accuracy under Controlled Conditions - Effect of Velocity. *PLoS ONE* 8, e79945.

Lebel, K., Boissy, P., Nguyen, H., and Duval, C. (2016). Autonomous Quality Control of Joint Orientation Measured with Inertial Sensors. *Sensors* 16, 1037.

Lebel, K., Boissy, P., Nguyen, H., and Duval, C. (2017a). Inertial measurement systems for segments and joints kinematics assessment: towards an understanding of the variations in sensors accuracy. *BioMedical Engineering OnLine* 16, 56.

Lebel, K., Hamel, M., Duval, C., Nguyen, H., and Boissy, P. (2017b). Camera pose estimation to improve accuracy and reliability of joint angles assessed with attitude and heading reference systems. *Gait & Posture* UNDER REVIEW.

Mancini, M., El-Gohary, M., Pearson, S., Mcnames, J., Schlueter, H., Nutt, J.G., King, L.A., and Horak, F.B. (2015a). Continuous monitoring of turning in Parkinson's disease: Rehabilitation potential. *NeuroRehabilitation* 37, 3-10.

Mancini, M., El-Gohary, M., Pearson, S., Mcnames, J., Schlueter, H., Nutta, J.G., King, L.A., and Horak, F.B. (2015b). Continuous monitoring of turning in Parkinson's disease: Rehabilitation potential. *NeuroRehabilitation* 37, 3-10.

Mancini, M., Schlueter, H., El-Gohary, M., Mattek, N., Duncan, C., Kaye, J., and Horak, F.B. (2016). Continuous Monitoring of Turning Mobility and Its Association to Falls and Cognitive Function: A Pilot Study. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*.

Mellone, S., Mancini, M., King, L.A., Horak, F.B., and Chiari, L. (2016). The quality of turning in Parkinson's disease: a compensatory strategy to prevent postural instability? *Journal of NeuroEngineering & Rehabilitation (JNER)* 13, 1-9.

- Nguyen, H.P., Ayachi, F., Lavigne–Pelletier, C., Blamoutier, M., Rahimi, F., Boissy, P., Jog, M., and Duval, C. (2015). Auto detection and segmentation of physical activities during a Timed Up-and-Go (TUG) task in healthy older adults using multiple inertial sensors. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 12, 36.
- O'reilly, C., and Plamondon, R. (2011). Impact of the principal stroke risk factors on human movements. *Hum Mov Sci* 30, 792-806.
- O'reilly, C., Plamondon, R., and Lebrun, L.H. (2014). Linking brain stroke risk factors to human movement features for the development of preventive tools. *Front Aging Neurosci* 6, 150.
- O'reilly, C., and Plamondon, R. (2009). Development of a Sigma–Lognormal representation for on-line signatures. *Pattern Recognition* 42, 3324-3337.
- Palermo, E., Rossi, S., Patanè, F., and Cappa, P. (2014). Experimental evaluation of indoor magnetic distortion effects on gait analysis performed with wearable inertial sensors. *Physiological Measurement* 35, 399.
- Patla, A.E., Adkin, A., and Ballard, T. (1999). Online steering: coordination and control of body center of mass, head and body reorientation. *Experimental Brain Research* 129, 629-634.
- Plamondon, R. (1995a). A kinematic theory of rapid human movements - Part I. Movement representation and generation. *Biological Cybernetics* 72, 295-307.
- Plamondon, R. (1995b). A kinematic theory of rapid human movements - Part II. Movement time and control. *Biological Cybernetics* 72, 309-320.
- Plamondon, R. (1998). A kinematic theory of rapid human movements: Part III. Kinetic outcomes. *Biol Cybern* 78, 133-145.
- Plamondon, R., and Alimi, A.M. (1997). Speed/accuracy trade-offs in target-directed movements. *Behav Brain Sci* 20, 279-303; discussion 303-249.

Plamondon, R., Djioua, M., and Mathieu, P.A. (2013a). Time-dependence between upper arm muscles activity during rapid movements: observation of the proportional effects predicted by the kinematic theory. *Hum Mov Sci* 32, 1026-1039.

Plamondon, R., Feng, C., and Woch, A. (2003). A kinematic theory of rapid human movement. Part IV: a formal mathematical proof and new insights. *Biol Cybern* 89, 126-138.

Plamondon, R., O'reilly, C., Remi, C., and Duval, T. (2013b). The lognormal handwriter: learning, performing, and declining. *Front Psychol* 4, 945.

Plamondon, R., O'reilly, C., Galbally, J., Almaksour, A., and Anquetil, É. (2014). Recent developments in the study of rapid human movements with the kinematic theory: Applications to handwriting and signature synthesis. *Pattern Recognition Letters* 35, 225-235.

Rehabilitation Institute of Chicago (2010). *Rehabilitation Measures Database: Timed Up and Go* [Online]. Available: <http://www.rehabmeasures.org/Lists/RehabMeasures/DispForm.aspx?ID=903> [Accessed 2016-09-16 2016].

Rémi, C., Vaillant, J., Plamondon, R., Prevost, L., and Duval, T. (2015). "Exploring the Kinematic Dimensions of Kindergarten Children's Scribbles", in: *17th Biennial Conference of the International Graphonomics Society*), 79-82.

Rico-Martinez, J.M., and Gallardo-Alvarado, J. (2000). Simple method for the determination of angular velocity and acceleration of a spherical motion through quaternions. *Meccanica* 35, 111-118.

Roetenberg, D., Baten, C.T.M., and Veltink, P.H. (2007). Estimating body segment orientation by applying inertial and magnetic sensing near ferromagnetic materials. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* 15, 469-471.

Salarian, A., Horak, F.B., Zampieri, C., Carlson-Kuhta, P., Nutt, J.G., and Aminian, K. (2010). iTUG, a Sensitive and Reliable Measure of Mobility. *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on* 18, 303-310.

Salarian, A., Zampieri, C., Horak, F.B., Carlson-Kuhta, P., Nutt, J.G., and Aminian, K. (2009). Analyzing 180 degrees turns using an inertial system reveals early signs of progression of Parkinson's disease. *Conference Proceedings: ... Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine & Biology Society* 2009, 224-227.

Schiefer, C., Ellegast, R.P., Hermanns, I., Kraus, T., Ochsmann, E., Larue, C., and Plamondon, A. (2014). Optimization of Inertial Sensor-Based Motion Capturing for Magnetically Distorted Field Applications. *Journal of Biomechanical Engineering* 136, 121008-121008.

Sheehan, K.J., Greene, B.R., Cunningham, C., Crosby, L., and Kenny, R.A. (2014). Early identification of declining balance in higher functioning older adults, an inertial sensor based method. *Gait and Posture* 39, 1034-1039.

Smith, E., Walsh, L., Doyle, J., Greene, B., and Blake, C. (2016). The reliability of the quantitative timed up and go test (QTUG) measured over five consecutive days under single and dual-task conditions in community dwelling older adults. *Gait & Posture* 43, 239-244.

Spain, R.I., St George, R.J., Salarian, A., Mancini, M., Wagner, J.M., Horak, F.B., and Bourdette, D. (2012). Body-worn motion sensors detect balance and gait deficits in people with multiple sclerosis who have normal walking speed. *Gait & Posture* 35, 573-578.

Spildooren, J., Vercruysse, S., Heremans, E., Galna, B., Vandenbossche, J., Desloovere, K., Vandenberghe, W., and Nieuwboer, A. (2013). Head-pelvis coupling is increased during turning in patients with Parkinson's disease and freezing of gait. *Movement Disorders* 28, 619-625.

Vervoort, D., Vuillerme, N., Kosse, N., Hortobágyi, T., and Lamothe, C.J.C. (2016). Multivariate Analyses and Classification of Inertial Sensor Data to Identify Aging Effects on the Timed-Up-and-Go Test. *PLoS ONE* 11, e0155984.

- Weir, J.P. (2005). Quantifying test-retest reliability using the intraclass correlation coefficient and the SEM. *J Strength Cond Res* 19, 231-240.
- Woch, A., and Plamondon, R. (2010). Characterization of bi-directional movement primitives and their agonist-antagonist synergy with the delta-lognormal model. *Motor Control* 14, 1-25.
- Woch, A., Plamondon, R., and O'reilly, C. (2011). Kinematic characteristics of bidirectional delta-lognormal primitives in young and older subjects. *Hum Mov Sci* 30, 1-17.
- Wolpert, D.M., Ghahramani, Z., and Jordan, M.I. (1995). Are arm trajectories planned in kinematic or dynamic coordinates? An adaptation study. *Exp Brain Res* 103, 460-470.
- Wright, R.L., Peters, D.M., Robinson, P.D., Sitch, A.J., Watt, T.N., and Hollands, M.A. (2012). Differences in axial segment reorientation during standing turns predict multiple falls in older adults. *Gait & Posture* 36, 541-545.
- Yadav, N., and Bleakley, C. (2014). Accurate orientation estimation using AHRS under conditions of magnetic distortion. *Sensors (Switzerland)* 14, 20008-20024.
- Zakaria, N.A., Kuwae, Y., Tamura, T., Minato, K., and Kanaya, S. (2015). Quantitative analysis of fall risk using TUG test. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* 18, 426-437.
- Zampieri, C., Salarian, A., Carlson-Kuhta, P., Aminian, K., Nutt, J.G., and Horak, F.B. (2010). The instrumented timed up and go test: potential outcome measure for disease modifying therapies in Parkinson's disease. *J Neurol Neurosurg Psychiatry* 81, 171-176.
- Zhang, J.T., Novak, A.C., Brouwer, B., and Li, Q. (2013). Concurrent validation of Xsens MVN measurement of lower limb joint angular kinematics. *Physiological Measurement* 34, N63-N69.
- Zhou, H., and Hu, H. (2008). Human motion tracking for rehabilitation-A survey. *Biomedical Signal Processing and Control* 3, 1-18.

5.5.2 Article 7

Cranio-Caudal Kinematic Turn Signature Assessed with Inertial Systems as a Marker of Mobility Deficits in PD

Auteurs de l'article : Karina Lebel, Hung Nguyen, Christian Duval, Réjean Plamondon, Patrick Boissy

Statut de l'article : Soumis au journal *Movement Disorders*.

Avant-propos : Madame Lebel a conçu l'étude, programmé le modèle de signature et a également été responsable de segmenter et d'analyser les données. Le manuscrit fut également rédigé par madame Lebel, assistée des coauteurs.

Préface : L'article précédent a démontré qu'il est possible de modéliser une signature cranio-caudale lors du retournement à l'aide de la mesure d'orientation relative de la tête par rapport au tronc issue de CI. Spécifiquement, le changement maximal de la tête par rapport au tronc ainsi que l'amplitude des commandes envoyées au système neuromusculaire pendant les deux phases du retournement ont démontré une robustesse aux changements de vitesse ainsi qu'un niveau de fidélité intéressant. Suite à ces constations, il était maintenant souhaitable de vérifier le véritable potentiel de cette approche en vérifiant leur pouvoir discriminant ainsi que leur sensibilité au changement. L'article qui suit visait donc spécifiquement l'exploration de ces aspects chez un échantillon de participants atteints de Parkinson en tout début de maladie.

Résumé :

Chez les personnes âgées et les patients atteints de Parkinson, la présence de déficits de mobilité associés aux changements de direction en marchant a un impact direct sur leur mobilité fonctionnelle. De tels déficits mettent également les individus qui en souffrent davantage à risque de chute. La signature cranio-caudale pendant le retournement, défini comme un changement de direction en marchant, semble une avenue prometteuse pour le développement de marqueurs de déficits de mobilité. Cette étude explore la validité discriminante et la sensibilité au changement de métriques dérivées de la signature cranio-

caudale pendant un retournement, chez des patients atteints de Parkinson. Pour ce faire, trente participants (15 participants âgés, 15 patients atteints de Parkinson évalués avec et sans médication) ont effectué de multiples retournements, pendant lesquels la cinématique de la tête et du tronc fut mesurée. Les métriques caractéristiques de la signature cranio-caudale, soit l'angle maximal de la tête par rapport au tronc ainsi que l'amplitude des commandes envoyées au système neuromusculaire, estimée à partir du modèle sigma-lognormal, furent extraites pour chaque participant. Les résultats démontrent une bonne capacité des métriques à discriminer les participants âgés sains des patients atteints de Parkinson. Les métriques se sont également avérées avoir une bonne sensibilité aux changements, permettant la capture de l'effet de la médication chez les patients atteints de Parkinson. Ces résultats suggèrent donc que les métriques dérivées de la signature cranio-caudale pourraient potentiellement être utilisées pour identifier de façon précoce les déficits de mobilité et monitorer les fluctuations de la médication, et ce, même en début de maladie.

Reproduction : L'autorisation des coauteurs afin d'intégrer cet article dans la présente thèse a été obtenue.

Abstract

Introduction: Turn deficits can impair mobility and lead to falls in patients with Parkinson disease (PD). Cranio-caudal kinematic signature (CCKS) metrics assessed with inertial systems (IS) during turning could be a promising avenue to develop and track markers to measure early mobility deficits. **Objectives:** Explore the discriminative validity and sensitivity of CCKS metrics extracted during turning tasks performed by patients with PD. **Methods:** CCKS metrics (maximum head to trunk angle reached and command amplitudes of the head to trunk neuromuscular system, estimated from a sigma-lognormal model were extracted from kinematic data recorded during turns in 30 participants wearing portable IS (15 asymptomatic older adults (OA), 15 patients with early PD ON and OFF medication). **Results:** The CCKS metrics discriminated between OA and PD patients and were sensitive to change in PD medication state. **Conclusion:** The proposed CCKS metrics could potentially be used for mobility impairments identification and fluctuation assessment even at initial stages of the disease.

Introduction

Falls are common events with one in three older adults (OA) experiencing a fall every year [19]. Amongst Parkinson's disease (PD) patients, the rate of occurrence of falls almost doubles [18], with two thirds of these people being recurrent fallers [1]. It has been shown that most PD falls are due to patient-related factors (i.e. intrinsic factors) and occur mainly while turning [2]. Turning, defined as a change in direction while walking, is a demanding functional task requiring adequate planning, coordination, and postural stability to process and execute the central nervous system instructions in a safe and efficient manner [10-12]. Healthy individuals typically exhibit a specific cranio-caudal sequence during a turn [6; 7]: the head initiates the motion, followed by the trunk, and then the pelvis to complete the body's reorientation process into the new desired direction. This sequence can be seen as a specific cranio-caudal turn *signature*, which concept corresponds to the specific way (timing, force, amplitude, velocity) a movement is performed. This sequence was shown to be altered in fallers and PD using lab-based motion capture technology [3; 5; 7; 16; 20]. In PD, turning difficulties are not only associated to an increased risk of falling [2; 17], but also to a greater risk of freezing [16; 17] and are recognized to have a negative impact on the patients' quality

of life [15]. Recently, we proposed a measurement approach using measures of trunk and head motions captured with wearable inertial systems (IS) to identify cranio-caudal kinematic signature (CCKS) turn metrics [9]. On healthy individuals, the approach showed a good ability to capture the turn signature and the metrics derived were proven to be robust to speed variations and reliable [9]. The objectives of the present study were (i) to explore the ability of the CCKS turn metrics measured using wearable inertial systems (IS) to discriminate between healthy and PD and (ii) to determine the sensitivity to change of CCKS turn metrics during *ON* and *OFF* medication states in PD patients at initial stages of the disease.

Methods

Thirty-one participants (16 asymptomatic OA with 50% male, 50% female; mean age = 69.1 ± 7.5 years old; 15 older adults diagnosed with early stages of Parkinson's disease (PD) Hoehn&Yahr ≤ 2 with 60% male, 50% female; mean age = 65.8 ± 8.4 years old) were recruited from the community in collaboration with Quebec Parkinson Network. The study was approved by the Centre de Recherche de l'Institut Universitaire de Gériatrie de Montréal ethics board and all participants provided written consent. Participants performed repeated 10m Timed Up and Go (TUG) trials (Figure 1, panel A) while outfitted with the IGS-180 suit (Synertial Ltd, UK) which contains 17 inertial modules (OS3D, Inertial Labs, USA) enabling full-body kinematics. Inertial module positioned on the head and the trunk provided the orientation of both segments during the task, enabling the computation of the relative orientation of the head to the trunk and the differentiation of the relative angular velocity profile (Figure 1, panels B and C). OA participants performed repeated 10m Timed Up and Go (TUG) trials at varying pace (preferred vs fast pace). PD patients performed repeated 10m TUG trials at preferred speed both in their *OFF* (i.e. at least 10h after their last medication [PDoff]) and *ON* states (i.e. at least 45 minutes after medication intake, when motor symptoms disappeared or were greatly reduced [PDon]). The *ON* state was confirmed by the patient themselves. Each trial was manually segmented to isolate the turn phase. Cranio-caudal signature analysis is a two-step process: (i) the head to trunk relative angle profile is analysed to determine the maximum angle reached during the turn; and (ii) the head to trunk

relative angular velocity profile is analysed, using a sigma-lognormal model, to determine the characteristics of the participant's neuromuscular system response.

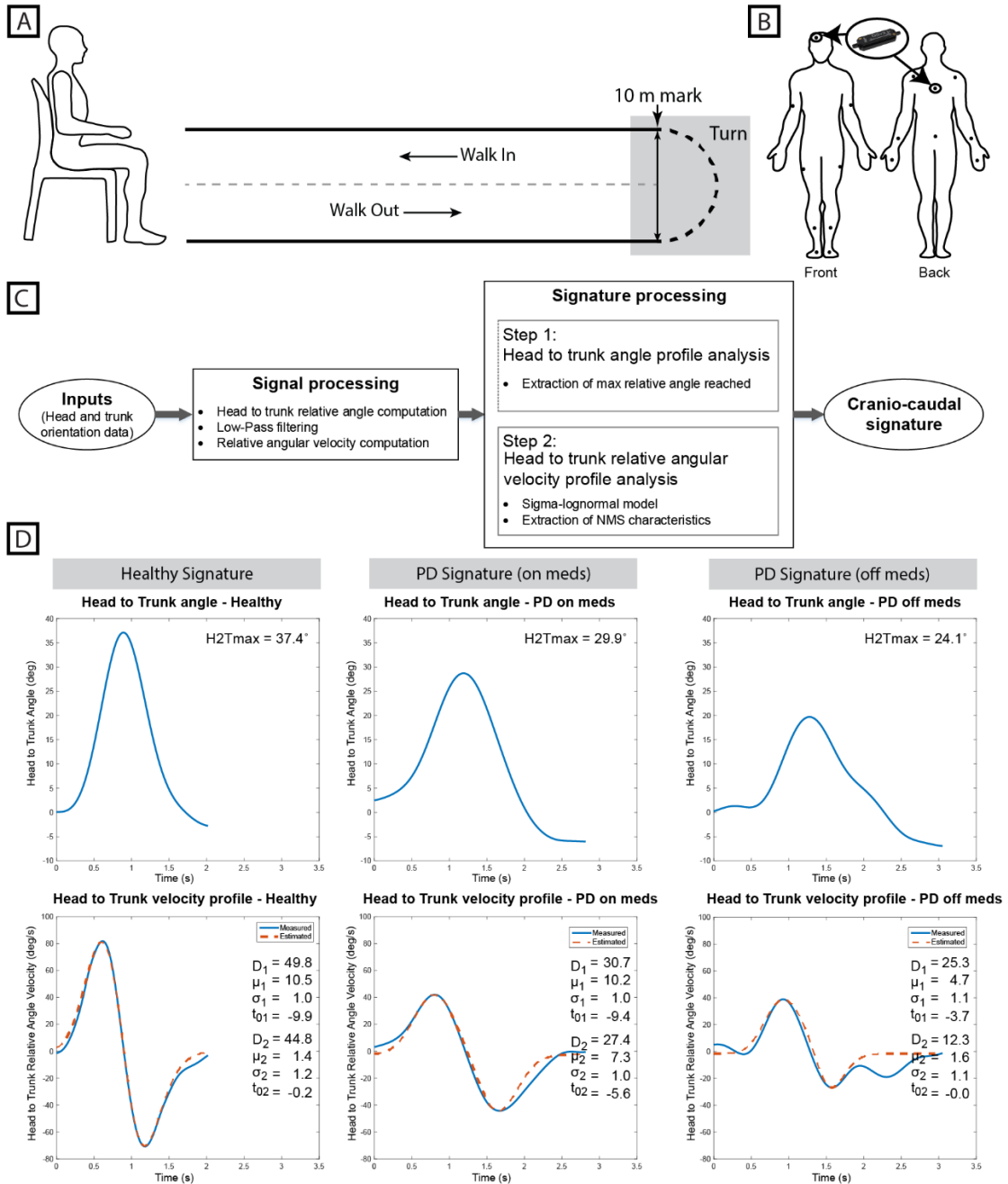
Briefly, the sigma-lognormal model is based on the Kinematics Theory which stipulates that the impulse response of the neuromuscular system (NMS) can be recognized from the characteristics of the movement itself [13]. The turn cranio-caudal movement can be divided into two phases: (i) the head initiates the motion, moving away from the trunk; and (ii) the trunk engages into the turn, closing the gap with the head as the body realigns towards the new desired direction. Hence, the head to trunk relative angular velocity profile is analysed with the sigma-lognormal mathematical approach enabling the deduction of the NMS characteristics for each phase, namely:

- D : amplitude of the command
- t_0 : time of occurrence of the input command
- μ : logtime delay of the NMS
- σ : logresponse time of the NMS

The logtime delay and the logresponse time are also mathematically related to the rapidity at which the NMS responds to the command and to the NMS reaction and execution time [14]. Panel D of Figure 1 shows typical graph results for the cranio-caudal signature we found in healthy elderly, a PD patient *ON* medication and the same PD patient, *OFF* medication. The present study concentrates on differences in signature patterns. For comparison purposes, metrics based on raw inertial signals found in the literature (i.e. number of steps, mean turn velocity, max turn velocity) were also computed for each trial. Further details on the model and the methodology can be found in [9].

Figure 1. Protocol, Methodology & Typical Results. (A) Timed Up and Go (TUG) Schematic. Participant initiated the TUG sitting on a chair. Upon signal, the participant would stand-up, walk up to the 10m mark, turn, and come back to his initial position, on the chair. The turn phase was manually segmented in post-processing. (B) Participants were equipped with a suit comprised of 17 AHRS. Orientation data from the sensors placed on the head and the trunk were further processed for cranio-caudal signature analysis. (C) Post-processing analysis overview. Relative orientation of the head and the trunk during the turn was

computed and derived to determine the relative angular velocity profile of the head to the trunk during the turn. Both the relative head to trunk angle profile and the relative angular velocity profile signals are then used for signature recognition. (D) Cranio-Caudal Signature examples for a healthy elderly (left panels), PD patient on medication (middle panels) and PD patient off medication (right panels). The top panel shows the variation of the relative head to trunk angle during the turn. The maximum head to trunk angle (H2Tmax) is derived from it as a metric. The bottom panels illustrate the relative angular velocity profile (solid blue line) along with the estimated profile obtained with the sigma-lognormal model (red dotted line). Parameters of the sigma-lognormal are shown as inserts.



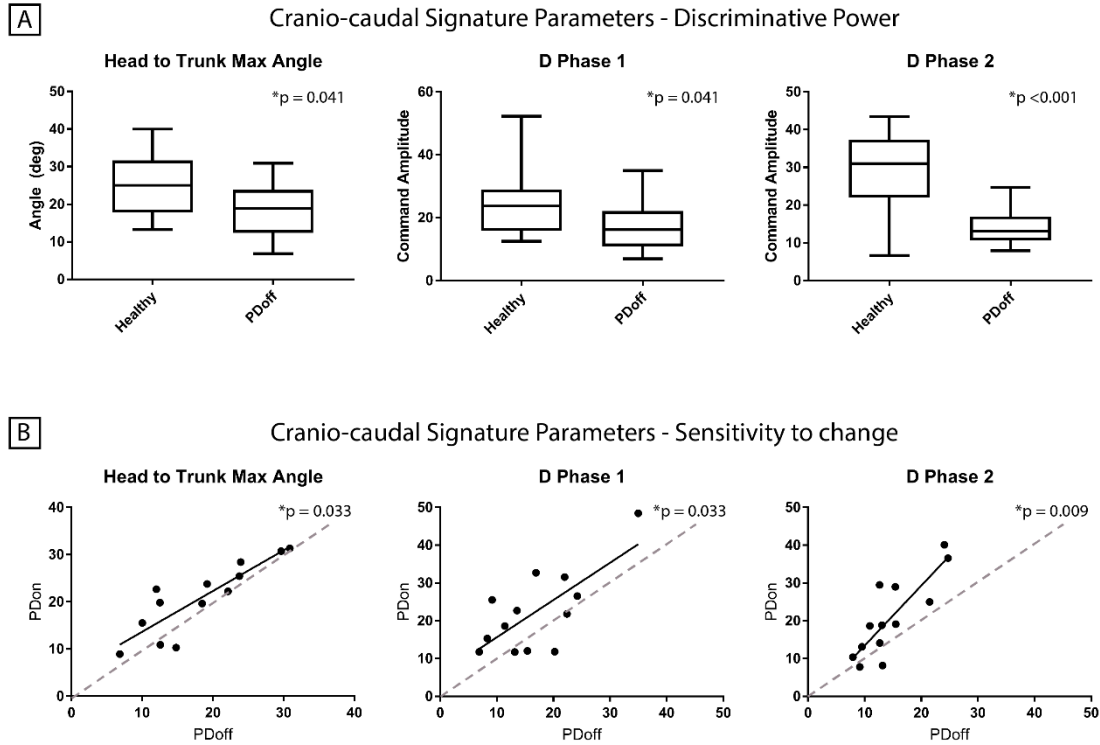
For each participant and condition (i.e. healthy, PDon, PDoff), the parameters mean was computed over the repeated trials. The maximum relative angle (H2Tmax) and the amplitude of the NMS command for both phases of the turn (D1, D2) were further analysed to verify their potential to discriminate between populations (i.e. Healthy vs PDoff, Wilcoxon-Mann-Whitney test) and their sensitivity to change (i.e. PDoff vs PDon, Wilcoxon signed-rank test). All statistical analysis considered a significance level of 0.05 and were conducted using SPSS (v23.0.0, IBM).

Results

The distributions of the cranio-caudal parameters value are illustrated in Figure 2. The maximum angle reached by the head relative to the trunk during the turn is significantly reduced in patients with early PD compared to asymptomatic elderly (Healthy (median and inter-quartile range): 25.0° [18.1°; 30.7°], PD: 18.8° [12.5°; 23.7°]; $p = 0.041$). A similar behaviour is also observed with both phase 1 and phase 2 NMS commands (D1 Healthy (median and inter-quartile range): 23.7 [17.1, 28.3], D1 PDoff: 16.2 [11.9, 21.5], $p=0.041$; D2 Healthy: 31.0 [22.3, 36.4], D2 PDoff: 13.1 [11.4, 15.5], $p<0.001$). As far as the traditional metrics are concerned, for the same participants, the number of steps required to complete the turn has shown a significant increase (Healthy: 4.0 [3.5, 4.0], PDoff: 4.5 [4.0 5.2]; $p=0.014$) while the turn mean and max velocities have shown a significant decrease (Mean turn velocity—Healthy: 1.5 rad/s [1.5,1.7], PDoff: 1.1rad/s [1.1, 1.2], $p <0.001$; Max turn velocity—Healthy: 3.9rad/s [3.6, 4.1], PDoff: 2.9rad/s [2.8, 3.3], $p <0.001$).

Sensitivity to change of the proposed metrics is illustrated in panel B of Figure 2. Maximum angle of the head relative to the trunk during the turn has shown a statistically significant improvement with medication ($p=0.033$) just like the NMS commands (D1: $p=0.033$, D2: $p=0.009$). Traditional metrics did not capture a significant change in the number of steps required to complete the turn, the mean turn velocity nor the maximum turn velocity (Number of steps: $p=0.462$, Mean turn velocity: $p=0.173$, Max turn velocity: $p=0.552$).

Figure 2. Cranio-Caudal Signature Parameters Results. (A) Comparison of the distribution in head to trunk angle and amplitudes of the NMS commands for phases 1 and 2 of the turn (D1 and D2) for healthy versus PD patients off medication. (B) Cranio-caudal Signature Parameters Sensitivity to change. Each point on the graphs represents a participant. The graphs show the change in parameters value as the state of the participant changes (i.e. on vs off medication). Dotted lines are the unity line, symbolizing no change in the parameter.



Discussion

A previous study performed by our team had shown the ability of the proposed methodology to capture the turn cranio-caudal signature in asymptomatic elderly [9]. The current study goes one step further in the validation process, confirming the ability of the same methodology to capture the turn cranio-caudal signature in PD patients. General signature pattern was similar for both populations, but the specific characteristics of the signature were different (e.g. amplitude). The three metrics derived from the signature (i.e. maximum head to trunk angle and amplitudes of the neuromuscular system commands for phases 1 and 2 of the turn) have shown their effectiveness in discriminating between healthy individuals and PD patients. The metrics have also shown to be sensitive to medication change, enabling it to discriminate between the patients' medication states. For comparison purposes, the

number of steps taken while turning as well as the maximum and mean angular turn velocity were investigated for the same participants, over the same trials. These more traditional metrics have also shown a good ability to discriminate between populations, in accordance with the literature [4]. However, unlike the cranio-caudal signature metrics, they were not able to differentiate between medication states. In a recent review on turn deficits in PD, Hulbert et al. [8] proposed to categorize turn deficits into axial, defined as inadequate movement of the head to trunk rotational axis, and perpendicular, referring to suboptimal movement in the limbs. The authors suggest that axial deficits may occur earlier, leading to altered control in perpendicular segments. From this perspective, the number of steps required to perform a turn relates to perpendicular deficits while cranio-caudal signature metrics are linked to axial deficits. Hence, the results from this study tend to endorse Hulbert et al. [8] hypothesis that axial deficit may come earlier, therefore offering a more accurate and sensitive measure of the mobility impairments.

Regardless of the relatively small sample size, the results from this study confirm the potential of cranio-caudal signature to assess mobility impairments and motor fluctuations even at early stages of the disease. The wearable IS used in this study combined with the sensitivity to change of the cranio-caudal signature metrics opens the possibility for this technic to be used as markers for disease progression or to assess impact of medication on mobility impairments.

Acknowledgment

The authors would like to thank the participants in the study and the Quebec Parkinson Network for their help with recruitment. Quebec Parkinson Network is a group of researchers, clinicians and patients, all collaborating to fight against Parkinson's disease. Currently directed by Edward Fon, it was created in June 2013 and now counts over 800 patients and over 150 members (including neurologists, researchers and people working on Parkinson's disease) who join forces to promote multidisciplinary research. One of its main roles in research is the participant registry and the bio-bank that facilitate access to valuable information on patients for research team projects. We would also like to thank Sarah Bogard for her help in recruiting the participants and data collection. This project was conducted as

part of the research program of the EMAP group which members are Mandar Jog (Department of Clinical Neurological Sciences, Neurology, Schulich School of Medicine & Dentistry, University of Western Ontario), Mark Speechley (Department of Epidemiology and Biostatistics, University of Western Ontario), Anthony Karelis (Department of Kinesiology, UQAM), Claude Vincent (Department of Rehabilitation, Université Laval), James Frank (Faculty of Human Kinetics, University of Windsor) and Roderick Edwards (Department Mathematics and Statistics, University of Victoria).

Authors' Roles

KL developed the algorithm, designed the analysis and drafted the manuscript. HN provided significant feedback on the analysis of the study and the manuscript. RP provided substantial feedback on the use of the Sigma-Lognormal model and its interpretation and reviewed the manuscript. CD conceived the experiment, helped in data interpretation and reviewed the paper. PB helped in the conception of the algorithm, the interpretation of the data and reviewed the analysis and the manuscript.

Financial Disclosures

This research was partially funded by the Canadian Institutes of Health Research (CIHR) under the grant accorded for the project Ecological Mobility in Aging and Parkinson's, the Fonds de Recherche du Québec - Santé (FRQS) and the Research Centre on Aging. Part of this work was also supported by the NSERC-Canada Grant RGPIN-2015-06409.

References

- [1] N.E. Allen, A.K. Schwarzel, and C.G. Canning, Recurrent falls in Parkinson's disease: a systematic review, *Parkinsons Dis* 2013 (2013), 906274.
- [2] B.R. Bloem, Y.A. Grimbergen, M. Cramer, M. Willemsen, and A.H. Zwinderman, Prospective assessment of falls in Parkinson's disease, *J Neurol* 248 (2001), 950-958.
- [3] P. Crenna, I. Carpinella, M. Rabuffetti, E. Calabrese, P. Mazzoleni, R. Nemni, and M. Ferrarin, SIAMOC Best Clinical Paper Award 2006: The association between impaired

- turning and normal straight walking in Parkinson's disease, *Gait & Posture* 26 (2007), 172-178.
- [4] M. El-Gohary, S. Pearson, J. McNames, M. Mancini, F. Horak, S. Mellone, and L. Chiari, Continuous monitoring of turning in patients with movement disability, *Sensors (Basel)* 14 (2013), 356-369.
 - [5] M. Ferrarin, I. Carpinella, M. Rabuffetti, E. Calabrese, P. Mazzoleni, and R. Nemni, Locomotor disorders in patients at early stages of Parkinson's disease: a quantitative analysis, *Conference Proceedings: ... Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine & Biology Society* 1 (2006), 1224-1227.
 - [6] J.R. Fuller, A.L. Adkin, and L.A. Vallis, Strategies used by older adults to change travel direction, *Gait & Posture* 25 (2007), 393-400.
 - [7] M. Hong, J.S. Perlmutter, and G.M. Earhart, A kinematic and electromyographic analysis of turning in people with Parkinson disease, *Neurorehabil Neural Repair* 23 (2009), 166-176.
 - [8] S. Hulbert, A. Ashburn, L. Robert, and G. Verheyden, A narrative review of turning deficits in people with Parkinson's disease, *Disabil Rehabil* (2014), 1-8.
 - [9] K. Lebel, H. Nguyen, C. Duval, R. Plamondon, and P. Boissy, Capturing the cranio-caudal signature of a turn with inertial measurement systems: methods, parameters robustness and reliability, *Submitted to Frontiers* (2017).
 - [10] M. Mancini, M. El-Gohary, S. Pearson, J. McNames, H. Schlueter, J.G. Nutt, L.A. King, and F.B. Horak, Continuous monitoring of turning in Parkinson's disease: Rehabilitation potential, *NeuroRehabilitation* 37 (2015), 3-10.
 - [11] S. Mellone, M. Mancini, L.A. King, F.B. Horak, and L. Chiari, The quality of turning in Parkinson's disease: a compensatory strategy to prevent postural instability?, *Journal of NeuroEngineering & Rehabilitation (JNER)* 13 (2016), 1-9.

- [12] A.E. Patla, A. Adkin, and T. Ballard, Online steering: coordination and control of body center of mass, head and body reorientation, *Exp Brain Res* 129 (1999), 629-634.
- [13] R. Plamondon, A kinematic theory of rapid human movements - Part I. Movement representation and generation, *Biol Cybern* 72 (1995), 295-307.
- [14] R. Plamondon, C. Feng, and A. Woch, A kinematic theory of rapid human movement. Part IV: a formal mathematical proof and new insights, *Biol Cybern* 89 (2003), 126-138.
- [15] S. Rahman, H.J. Griffin, N.P. Quinn, and M. Jahanshahi, Quality of life in Parkinson's disease: the relative importance of the symptoms, *Movement Disorders: Official Journal Of The Movement Disorder Society* 23 (2008), 1428-1434.
- [16] J. Spildooren, S. Vercruysse, E. Heremans, B. Galna, J. Vandenbossche, K. Desloovere, W. Vandenberghe, and A. Nieuwboer, Head-pelvis coupling is increased during turning in patients with Parkinson's disease and freezing of gait, *Movement Disorders* 28 (2013), 619-625.
- [17] E.L. Stack, A.M. Ashburn, and K.E. Jupp, Strategies used by people with Parkinson's disease who report difficulty turning, *Parkinsonism and Related Disorders* 12 (2006), 87-92.
- [18] H. Stolze, S. Klebe, C. Zechlin, C. Baecker, L. Friege, and G. Deuschl, Falls in frequent neurological diseases--prevalence, risk factors and aetiology, *J Neurol* 251 (2004), 79-84.
- [19] O. World Health, *WHO global report on falls prevention in older age*, World Health Organization, Geneva, 2008.
- [20] R.L. Wright, D.M. Peters, P.D. Robinson, A.J. Sitch, T.N. Watt, and M.A. Hollands, Differences in axial segment reorientation during standing turns predict multiple falls in older adults, *Gait & Posture* 36 (2012), 541-545.

CHAPITRE 6 DISCUSSION

Ce programme de recherche visait à répondre à la question « Peut-on utiliser les mesures d'orientation issues de centrales inertielles en biomécanique clinique pour l'évaluation de la mobilité? » Pour ce faire, trois objectifs furent établis, soit la validation, l'optimisation et la valorisation de la mesure d'orientation issue de CI. La section de discussion est segmentée en quatre sous-sections, la première résumant les principaux résultats de chacun des objectifs et exposant leur contribution à l'avancement des connaissances. La deuxième sous-section porte sur la réponse à la question de recherche dans une perspective globale. Finalement, les forces et les limites de ce programme de recherche ainsi que les perspectives sont abordées dans les sous-sections subséquentes.

6.1 Synthèse des résultats par objectif

6.1.1 *Objectif #1 : Validation de la mesure d'angle issue de CI*

Plusieurs compagnies offrent sur le marché des systèmes de CI spécifiquement pour la biomécanique clinique. Bien que chaque système de CI utilise la même technologie, certaines caractéristiques leur sont propres (p. ex. : capteurs bruts, type de filtre de fusion utilisé et ajustement de ses paramètres...) et peuvent affecter la justesse des mesures. Pour maximiser la portée des résultats de la validation, il était donc d'abord nécessaire de vérifier si les limites préalablement identifiées dans la littérature pour un système spécifique telles que la vitesse de rotation et la direction du mouvement (Cutti et al., 2006, Brodie et al., 2008a) étaient partagées par tous les systèmes inertiels commercialement vendus pour la biomécanique clinique. Ainsi, trois des systèmes les plus populaires sur le marché (Xsens MTx, APDM Opal et Inertial Labs OSv3) furent testés en conditions contrôlées, au moyen d'une table gyroscopique. Il a ainsi été démontré que la justesse des mesures d'orientation issues de CI se dégrade avec l'augmentation de la vitesse et le temps et ce, peu importe le système utilisé (Lebel et al., 2013, Lebel et al., 2015). Il a également été établi que la direction du mouvement a un impact sur la justesse ainsi que sur la stabilité des systèmes, la majorité des systèmes évalués ayant révélé une meilleure robustesse lors des essais tridimensionnels (Lebel et al., 2013). Finalement, la justesse des mesures de l'orientation

relative entre deux CI, associée à une mesure de la cinématique d'une articulation, est ressortie comme amoindrie par rapport à la justesse des mesures d'orientation absolue (Lebel et al., 2013, Lebel et al., 2015). Ces effets étaient présents pour tous les systèmes testés, mais l'étendue de ces effets variait selon le système utilisé, démontrant une différence dans la robustesse aux fluctuations de conditions. Bref, les effets de la vitesse de rotation, de la direction du mouvement et du pairing des modules sur la justesse de la mesure d'orientation observés dans cette étude abondent dans le même sens que la littérature (Cutti et al., 2006, Brodie et al., 2008a, Brodie et al., 2008b), permettant toutefois d'élargir la portée des affirmations, originellement basées sur un système spécifique, aux CI en général. En d'autres mots, cette première étude a permis de démontrer que bien que chaque système ait ses particularités, ils sont tous optimisés pour un contexte similaire. Tout écart à ces conditions optimales se traduit par une diminution de la justesse ou du moins par une dégradation de la robustesse du système. La principale contribution de cette étude à l'avancement des connaissances a été de quantifier et de comparer avec précision, à l'aide d'un système optoélectronique de capture du mouvement, dans un contexte unique et contrôlé, les plages d'erreurs de trois systèmes dans diverses conditions de mouvement (direction du mouvement, vitesse de rotation) ainsi que leurs variations dans le temps.

Ces observations ayant été réalisées en situation contrôlée sur une table gyroscopique avec des conditions de mouvements de rotations continues, il était ensuite nécessaire de consolider la portée de ces conclusions sur la mesure de la cinématique des mouvements humains. Ainsi, un portrait descriptif des variations de la justesse de la mesure en contexte clinique d'évaluation de la mobilité fut établi pour une variété de tâches, de segments et d'articulations chez un échantillon de participants jeunes et âgés, lors de tâches standardisées de mobilité. Les études de validation en conditions cliniques de mobilité jusque-là rapportées dans la littérature se concentraient sur une tâche (principalement la marche en ligne droite ou les tâches de manutention), mesurée à un nombre limité de segments. Considérant les variations de méthodologie, d'environnement, de participants, de méthode de fixation des CI ainsi que des métriques de justesse utilisées, il était donc difficile à ce jour d'apprécier l'impact de la tâche, du segment ou de l'articulation mesuré sur la justesse de la mesure d'orientation. Les résultats de cette étude fournissent le portrait descriptif requis afin de

contextualiser les variations de justesse possibles, offrant les bases nécessaires aux utilisateurs pour porter un jugement critique sur la justesse d'un système inertiel dans un contexte établi. En effet, bien que cette étude n'ait été effectuée qu'à partir d'un seul système de mesure, les résultats obtenus précédemment en conditions contrôlées tendent à prouver que les tendances seraient similaires, peu importe le système utilisé. Ainsi, ces résultats permettent aux utilisateurs, pour un contexte spécifique, d'anticiper l'effet de la tâche choisie et/ou du segment mesuré par rapport aux spécifications rapportées par le fabricant, souvent en lien avec la marche.

D'un point de vue technologique pur, les CI ne savent pourtant pas quels segments elles mesurent ni quelle tâche est effectuée. Il était donc raisonnable de stipuler que ce sont les conditions mêmes du mouvement et de l'environnement autour des CI qui font varier la justesse des mesures d'orientation inter-tâches et inter-segments. L'analyse des résultats de justesse par conditions de mouvement (vitesse angulaire et type de mouvement) a permis d'appuyer ce concept, démontrant que les CI performant mieux lorsque stimulées entre 50 °/s et 75 °/s. À titre indicatif, la majorité des données enregistrées à la cuisse et au tibia pendant la marche appartiennent à cette catégorie de vitesse optimale identifiée, ce qui tend à prouver que les systèmes sont optimisés pour l'évaluation des membres inférieurs à la marche. Cette observation concorde également avec le fait que les spécifications techniques en contexte biomécanique rapportées par les fabricants, lorsque disponibles, sont établies pour la marche, avec mention d'une variation possible de la justesse selon le mouvement (Xsens). Cette analyse tend également à démontrer l'importance de la stabilité de l'environnement, spécifiquement en conditions quasi-statiques. Tel qu'expliqué précédemment, lorsqu'une CI se retrouve en conditions perturbées pendant une période de temps prolongée, l'algorithme de fusion associé reconnaît ce nouvel environnement comme sa nouvelle référence et adapte la définition de son Inertiel en conséquence. La dispersion des résultats de justesse au niveau du pied, spécifiquement pendant la tâche de transfert assis-debout, semble illustrer cet effet. Au niveau du sol, les matériaux utilisés dans la construction des bâtiments sont suffisants pour perturber le champ magnétique (de Vries et al., 2009, Palermo et al., 2014). Les pieds étant pratiquement statiques pendant cette tâche, et ce, depuis un certain temps considérant la période d'attente précédant l'initiation de l'essai, certaines données ont subi cette dérive

de l’Inertiel, causant des erreurs beaucoup plus importantes dans les données d’orientation. En d’autres mots, cette étude a démontré que le positionnement des CI sur une personne ainsi que la tâche effectuée varient les conditions d’utilisation des CI, tout en modulant le risque que ces CI se retrouvent dans un environnement perturbé, facteurs ayant un impact sur la justesse de la mesure. Puisque tous les systèmes sont optimisés pour une condition particulière, il est fort possible qu’en variant les contextes d’utilisation, on se retrouve en conditions sous-optimales, ce qui aura un impact sur la justesse.

La principale contribution de cette étude à l’avancement des connaissances se situe au niveau de la reconnaissance de cette variation de justesse et du renforcement associé à la considération requise de cette variation dans l’interprétation des résultats selon le contexte spécifique. De plus, l’analyse de la justesse de la mesure selon une approche basée sur les conditions du mouvement permet de cibler une zone d’opération optimale des centrales inertielles afin d’extrapoler les résultats obtenus à d’autres conditions.

6.1.2 Objectifs #2 : Optimisation de la mesure d’orientation issue de CI

Il a été établi, avec les études de validation, que la justesse de la mesure d’orientation issue de CI varie selon les conditions d’utilisation. Afin de maximiser les possibilités d’utilisation de cette mesure, il est donc primordial de l’optimiser. Pour ce faire, deux approches ont été explorées. La première, relevant plus de l’ingénierie classique, propose une méthode de correction combinant un système de mesure externe, alors que la deuxième approche opte pour une posture utilisateur, proposant un contrôle qualité automatisé des mesures. Dans les deux cas, l’optimisation est effectuée a posteriori, par un traitement spécifique des données collectées.

6.1.2.1 Méthode de correction en environnement perturbé

Une limite technique potentielle à l’utilisation des CI pour la biomécanique clinique est l’instabilité de l’Inertiel référencé par différentes CI dans un contexte où l’environnement est perturbé (de Vries et al., 2009, Picerno et al., 2011). En effet, la justesse des données d’orientation relative repose sur la supposition que les CI réfèrent au même Inertiel en tout temps. Lorsqu’une perturbation environnementale dite passagère se présente, elle est

détectée et ignorée par le système via le mode de compensation magnétique présent à même l'algorithme de fusion. Toutefois, lorsqu'une CI demeure dans cet environnement perturbé pendant une période prolongée, l'algorithme reconnaît ce nouvel environnement comme sa référence et ajuste son Inertiel en conséquence. Ainsi, lorsque l'environnement diffère entre les CI, une différence dans les Inertiels peut s'installer, annulant les prémices requises pour le calcul de la cinématique articulaire. En conditions contrôlées, nous avons démontré que la compensation des différences entre les Inertiels permet d'améliorer la justesse de l'orientation relative (Lebel et al., 2015). Cette fois, il a été démontré que l'ajout d'une photo en début d'enregistrement, couplé à un algorithme d'estimation de pose tridimensionnelle, procure l'information complémentaire requise pour améliorer la justesse de la mesure d'orientation relative en environnement perturbé, et ce, tant en conditions contrôlées qu'en condition clinique d'évaluation de la mobilité (p. ex. : à la cheville pendant la marche). Dans la littérature, il a été démontré au niveau de la cinématique du tronc que l'ajout d'une tige flexible équipée d'un potentiomètre permet d'améliorer la justesse de la mesure, spécifiquement en environnement perturbé. Toutefois, l'ajout d'un tel lien physique entre les CI limite leur utilisation sans compter que cette approche peut difficilement être transposée à une autre articulation. Schiefer et al. (2014), eux, ont considéré l'imposition de contraintes afin de limiter l'effet de la dérive de la mesure dans le temps. En effet, en imposant des pauses périodiques effectuées à un endroit donné dans une position spécifique, ils ont démontré qu'il est possible de limiter cette dérive des mesures d'orientation à l'intérieur d'un laps de temps donné, considérant une position et une orientation connues à ces bornes temporelles. Les contraintes de fonctionnement ainsi imposées limitent toutefois la convivialité d'une telle solution à des contextes bien précis. Plus récemment, Palermo et al. (2014) n'ont démontré qu'un léger avantage au niveau de la répétabilité de la mesure à compenser les différences introduites dans les Inertiels à l'aide d'un système optoélectronique de capture du mouvement. Bien que l'approche soit similaire à celle investiguée dans notre étude, la technique de correction adoptée par Palermo nécessite une connaissance exacte de la définition de l'Inertiel utilisé par l'algorithme de fusion des CI, connaissance non requise avec l'approche de correction photo proposée, ce qui peut expliquer les résultats d'autant plus encourageants obtenus dans le cadre de notre étude. Bref, le besoin de créer un lien entre les CI afin d'assurer une mesure d'orientation relative de

qualité était déjà établi dans la littérature, mais les solutions offertes jusqu'à maintenant imposaient d'importantes restrictions d'utilisation. La technique proposée, basée sur l'utilisation d'une simple photo et d'un algorithme d'estimation de pose tridimensionnelle, permet de créer ce lien tout en conservant la flexibilité et la portabilité du système de mesure. Ainsi, cette étude contribue à l'avancement des connaissances en fournissant une solution flexible (c.-à-d. applicable à toutes les articulations et à tous les contextes, tant que les deux CI impliquées peuvent être vues à l'intérieur d'une même photo) permettant d'optimiser les possibilités des centrales inertielles en augmentant la justesse des mesures d'orientation issues de centrales inertielles en environnement perturbé.

6.1.2.2 Contrôle qualité automatisé des mesures

Lorsque l'on parle d'optimisation, il ne faut pas perdre de vue les utilisateurs visés par ce genre de système qui ne sont pas nécessairement des experts de la technologie. En ce sens, la majorité des techniques d'optimisation proposées dans la littérature sont plus ou moins viables. En effet, les utilisateurs plus « cliniques » sont intéressés par les CI principalement à cause de leur flexibilité, leur portabilité, leur facilité d'utilisation et leur coût relativement faible (Zhou and Hu, 2008). L'ajout d'un système externe ou encore l'optimisation ponctuelle des paramètres du filtre de fusion ne sont donc pas des avenues idéales à emprunter pour permettre une utilisation facile et rapide des CI en contexte clinique. De plus, la littérature nous démontre qu'en conditions idéales (c.-à-d. mouvements à des vitesses optimisées, environnement non perturbé), la justesse des mesures d'orientation est satisfaisante pour plusieurs types d'applications. Ce sont les déviations à ces conditions optimales qui posent problème pour l'estimation de la mesure d'orientation. Puisqu'il y a toujours un risque de se retrouver en conditions sous-optimales, un système optimisé d'un point de vue de l'utilisateur se doit de fournir une rétroaction quant à la qualité de la mesure estimée afin de permettre à l'utilisateur de juger s'il doit ou non utiliser cette donnée.

Si l'on considère un contexte d'utilisation typique des centrales inertielles pour l'évaluation clinique de la mobilité, on constate le besoin de capturer le mouvement, d'identifier les activités et de les segmenter pour permettre leur analyse. Typiquement, la justesse de la mesure d'orientation revêt une importance particulière au niveau de l'analyse des activités.

De ce fait, il est concevable d'appliquer des techniques de contrôle qualité à ce niveau. Pour ce faire, nous avons développé une approche d'analyse basée sur un réseau de neurones artificiels (RNA) pour classifier a posteriori la qualité de la justesse des mesures d'orientation issues de CI lors de mouvements humains. L'approche proposée a permis de classifier correctement la justesse de mesures d'orientation de 20 participants lors de tâches standardisées de mobilité avec une sensibilité de 86 % et une spécificité de 84 %, considérant un critère d'acceptabilité de 5 °. L'information utilisée par le RNA étant basée uniquement sur les mesures provenant des capteurs bruts, l'approche proposée peut être vue comme autonome, ne requérant aucune intervention de l'utilisateur afin de spécifier la tâche effectuée ou l'articulation mesurée. Idéalement, ce genre d'approche serait couplé à des algorithmes de segmentation des tâches et intégré à même un outil de mesure afin de fournir une information claire à l'utilisateur, sans nécessiter un travail accru par ce dernier. La littérature actuelle axe beaucoup sur l'importance de connaître les conditions d'enregistrement afin d'assurer la qualité des données d'orientation. La responsabilité de reconnaître la présence de conditions sous-optimales problématiques est donc reportée aux utilisateurs. L'approche RNA proposée dans cette étude est novatrice puisqu'elle effectue cette analyse complexe pour l'utilisateur, limitant le fardeau de l'usager à la décision quant au niveau de justesse acceptable selon le but poursuivi. Ainsi, cette étude contribue à l'avancement des connaissances, permettant d'utiliser les conclusions des études de validation afin de proposer une solution de contrôle qualité des données d'orientation issues de centrales inertielle soutenant l'utilisation de ces dernières pour la biomécanique clinique, en automatisant le fardeau lié au jugement requis des conditions de collecte appropriées.

6.1.3 Objectifs #3 : Valorisation de la mesure d'orientation issue de CI

Il a déjà été abordé que bien que les CI soient beaucoup utilisées dans les études cliniques auprès de diverses populations telles que les personnes âgées (Weiss et al., 2013, Buchman et al., 2014), les personnes atteintes de Parkinson (Salarian et al., 2004, Salarian et al., 2010, Horak and Mancini, 2013), les personnes à risque de chutes (Greene et al., 2010, Senden et al., 2012, Mancini et al., 2016) ou encore les personnes atteintes d'un syndrome de fragilité (Millor et al., 2013a, Galán-Mercant and Cuesta-Vargas, 2014, Park et al., 2016), les données exploitées se situent principalement au niveau des capteurs bruts (c.-à-d. accéléromètres et

gyromètres). Fort de nos apprentissages au niveau des forces et limites des données d'orientation en contexte clinique d'évaluation de la mobilité ainsi que des variations au niveau de la justesse, cet objectif de valorisation visait à explorer la valeur ajoutée des données d'orientation issues de CI dans un contexte de recherche clinique auprès d'une population symptomatique avec des déficits de mobilité (personnes atteintes du Parkinson – PD). L'avantage majeur des données d'orientation par rapport aux données brutes des capteurs est très certainement le fait qu'elles permettent de lier directement l'information provenant de différents segments entre eux. Ainsi, le mouvement peut potentiellement être étudié en incluant une composante de coordination, et ce, particulièrement si l'on considère l'orientation relative d'un segment par rapport à un autre. À cet effet, le retournement, défini comme le changement de direction en marchant, constitue une tâche d'intérêt puisqu'elle requiert coordination et stabilité posturale afin de bien suivre les indications du système nerveux central. L'étude de la signature cranio-caudale lors du retournement semblait donc un cas approprié afin d'explorer les possibilités des données d'orientation. Pour ce faire, le signal d'orientation relative de la tête par rapport au tronc fut analysé selon la théorie de la cinématique. Dans un premier temps, la capacité des centrales inertielles à capturer et à caractériser, à l'aide d'un modèle sigma-lognormal, la signature cranio-caudale a été vérifiée chez 16 personnes âgées asymptomatiques. Le signal fût donc d'abord filtré et dérivé afin d'obtenir la vitesse angulaire relative de la tête par rapport au tronc pendant le retournement. Bien que la validité du signal de vitesse angulaire relative n'ait pas été directement évaluée, une telle manipulation est possible tout en gardant confiance en le signal obtenu grâce à la très bonne concordance rapportée pour les signaux d'orientation des CI de la tête et du tronc pendant une tâche de retournement, combiné au faible risque de se retrouver en environnement perturbé à ce moment. Ce signal fût ensuite analysé selon le modèle sigma-lognormal. En plus de démontrer la possibilité de capturer une telle signature à l'aide de centrales inertielles, cette étude contribue à l'avancement des connaissances en démontrant la correspondance des signaux mesurés avec les équations du modèle sigma-lognormal, en faisant la première application de ce modèle sur un mouvement impliquant un système complexe (c.-à-d. plusieurs segments) ainsi que la première application en orientation. Cette signature fût ensuite caractérisée par rapport à l'angle maximal tête-tronc ainsi qu'à travers le modèle sigma-lognormal qui se veut une modélisation de la réponse neuromusculaire

basée sur la théorie de la cinématique. Les paramètres dérivés de cette signature (angle tête-tronc, amplitude des commandes, délais de réponse et temps de réponse du système neuromusculaire pendant chacune des phases du retournement) ont démontré une bonne robustesse aux changements de vitesse et une fidélité inter-essais acceptable pour les variables d'angle et d'amplitude de commandes.

Dans un deuxième temps, la comparaison des données acquises chez les participants âgés sains avec celles d'un échantillon de 15 personnes atteintes de Parkinson a montré que non seulement cette signature cranio-caudale associée au retournement existe, mais que cette dernière varie avec la présence d'une maladie telle que le Parkinson et ce, dès les stades précoces de cette maladie. L'analyse des paramètres de la signature a permis d'identifier une bonne sensibilité aux changements, permettant non seulement l'identification de différences entre les populations, mais également l'identification de variations dans l'état d'une même personne (c.-à-d. avec ou sans médication). Cette étude vient donc confirmer l'intérêt d'utiliser un modèle pour l'analyse de la signature cranio-caudale, renforçant l'apport des différents paramètres de la signature pour la compréhension des déficits de mobilité.

Dans la littérature, la présence d'une séquence cranio-caudale lors du retournement ainsi que son altération avec l'apparition d'un déficit de mobilité a été démontrée à partir de systèmes optiques (Ferrarin et al., 2006). La diminution de l'angle maximal tête-tronc chez les participants atteints de Parkinson par rapport aux participants âgés sains observée dans notre étude concorde avec cette littérature (Ferrarin et al., 2006, Crenna et al., 2007, Hong et al., 2009, Spildooren et al., 2013), démontrant ainsi la capacité des CI à reproduire le même type d'information que celle obtenue en laboratoire de biomécanique. Le retournement est également étudié dans la littérature à partir des données des capteurs bruts des CI. En effet, il est rapporté que la vitesse angulaire moyenne et maximale atteinte lors du retournement est moindre chez une personne ayant un déficit de mobilité alors que le nombre de pas requis pour effectuer le retournement augmente (El-Gohary et al., 2013). Ces indicateurs ont également été calculés pour notre échantillon et les résultats trouvés abondent dans le même sens que la littérature. Toutefois, le concept de signature pousse l'analyse une étape plus loin, permettant d'obtenir une meilleure sensibilité au changement que ces paramètres, ouvrant la porte à un suivi plus précis et personnalisé. La sensibilité accrue des paramètres de signature

peut s'expliquer en partie par la nature de l'information traitée dans les différentes approches. En effet, la signature craniale vise l'analyse du déficit de mobilité au niveau axial alors que les paramètres issus des capteurs bruts regardent principalement le déficit au niveau perpendiculaire (Hulbert et al., 2014). Les résultats obtenus tendent à prouver la théorie avancée par Hulbert et al. (2014) qui stipule que les déficits axiaux arriveraient plus tôt et que c'est l'apparition d'un tel déficit qui forcerait l'adoption de stratégies d'adaptation de la part des individus, laquelle aurait des répercussions au niveau perpendiculaire. Si tel est le cas, l'évaluation de la mobilité au niveau axial permettrait une détection plus hâtive des déficits de mobilité ainsi qu'une meilleure sensibilité au changement. Qui plus est, l'utilisation du modèle sigma-lognormal nous permet d'accéder à l'information au niveau du système neuromusculaire, laquelle semble être plus discriminante et sensible au changement. Cliniquement, faciliter la détection précoce de déficits de mobilité au niveau du retournement est important puisque ces déficits sont fortement liés à un risque accru de chute. De plus, la sensibilité au changement démontrée par les indicateurs proposés est encourageante puisqu'elle ouvre la porte à la capture de fluctuations des capacités fonctionnelles dues, par exemple, à la variation du taux de médication dans le temps, et ce, même en début de maladie. Cette étude contribue donc à démontrer que les données d'orientation relative contiennent une information riche en contenu, laquelle peut être analysée selon certains modèles afin de déterminer des métriques robustes et fidèles ouvrant potentiellement la voie à un suivi objectif plus précis de la progression d'une maladie et/ou à l'appréciation de l'effet d'un médicament sur un déficit.

6.2 Peut-on utiliser les données d'orientation issues de CI en biomécanique clinique pour l'évaluation de la mobilité chez les personnes âgées ?

Les connaissances acquises à travers les diverses études de ce programme de recherche nous permettent maintenant d'affirmer qu'il est possible d'utiliser les données d'orientation issues de CI pour l'évaluation de la mobilité en biomécanique clinique, mais non sans égard aux limitations. En effet, les CI améliorent l'accessibilité aux mesures objectives pour la biomécanique clinique en offrant une solution portable, flexible, sans contraintes au niveau des obstructions visuelles, et ce, à un coût relativement faible. En quelque sorte, les CI redéfinissent donc le concept d'analyse objective de la mobilité, permettant de sortir des

laboratoires traditionnels de biomécanique pour effectuer ce type d'analyse à l'endroit d'intérêt, que ce soit directement en clinique ou encore dans le contexte de vie d'une personne. Toutefois, la justesse des mesures d'orientation issues des CI et leur variation selon le contexte, le référencement anatomique de ces mesures et finalement l'utilisabilité des dispositifs en général sont tous des facteurs déterminants pour l'adoption des CI comme outils en biomécanique clinique. Chacun de ces éléments est abordé spécifiquement dans les sous-sections suivantes.

6.2.1 Justesse des mesures d'orientation issues des CI

Les variations observées au niveau de la justesse de la mesure d'orientation issue de CI soulèvent potentiellement des enjeux dans leur utilisation en biomécanique clinique. Il est en effet essentiel que les utilisateurs soient conscients de ces variations et les prennent en considération lors de l'interprétation des données pour assurer la véracité des conclusions. Les approches actuelles transfèrent aux utilisateurs la responsabilité d'assurer la qualité des conditions de collecte afin d'obtenir de bonnes données d'orientation. Pour maximiser le potentiel des CI, il est toutefois primordial de considérer que la majorité des utilisateurs potentiels de CI pour la biomécanique clinique n'ont pas les connaissances techniques requises pour effectuer ce jugement technique, et que le simple fait que ce fardeau leur revienne pourrait en démotiver plusieurs. Par contre, ces mêmes utilisateurs sont les experts de leur question de recherche et sont donc les mieux placés afin de déterminer le niveau de justesse acceptable selon le but poursuivi (p. ex. : progression de la réadaptation, décision chirurgicale...). Ainsi, l'adoption d'algorithmes de contrôle de la qualité automatisés permettant de catégoriser la justesse de la mesure d'orientation obtenue semble une avenue intéressante pour maximiser le potentiel des CI tout en demeurant conviviale pour les utilisateurs. L'étude sur le RNA a permis de démontrer que cette avenue est viable en considérant uniquement les informations des capteurs bruts impliqués. La version actuelle proposée utilise la tâche comme unité d'analyse bien qu'a priori, une analyse par segments temporels puisse être développée. Une approche d'analyse par segments temporels pourrait, entre autre, diminuer le nombre de données rejetées. Bien entendu, le potentiel de cette approche de rétroaction automatique de la qualité de la mesure ne pourra être maximisé que lorsqu'il sera entièrement intégré à même un instrument de mesure clinique.

Cette conclusion soulève d'ailleurs une réflexion intéressante. D'un point de vue technique, les systèmes inertiels disponibles sur le marché peuvent tous être vus comme des instruments de mesure puisqu'ils permettent d'effectuer des *mesurages*, c'est-à-dire qu'ils permettent d'apprécier de façon quantitative la « grandeur » d'une orientation (Joint Committee for Guides in Metrology (JCGM), 2012). À cet effet, la validation effectuée par les manufacturiers se situe spécifiquement au niveau de la capacité d'une CI à *mesurer* un angle et les spécifications techniques rapportées reflètent donc ses capacités, souvent en contexte idéal (vitesse moyenne, environnement non perturbé, mouvement autour du centre de rotation...). Toutefois, à partir du moment où ce même outil de mesure est optimisé pour un contexte spécifique (p. ex. : la biomécanique), les principes de métrologie veulent que la validation soit effectuée spécifiquement pour cet usage (Joint Committee for Guides in Metrology (JCGM), 2012). Selon cette ligne de pensée, certains manufacturiers ont commencé à rapporter des spécifications en mouvement humain, mais se limitent présentement au genou, à la marche, en environnement non perturbé. Bien que l'on puisse saluer cet effort de contextualisation de la validation, les principes de métrologie nécessitent d'aller une étape plus loin. Évidemment, la complexité associée à une telle validation pour le cas spécifique des CI en biomécanique clinique vient du fait que (1) la *mesure* d'orientation est en fait estimée et varie donc selon plusieurs facteurs tels qu'exposés précédemment, et (2) les applications visées sont très variées. Ce programme de recherche a toutefois démontré que la rétroaction automatique de la qualité de la mesure d'orientation est une avenue viable qui permettrait de contrôler la qualité de la mesure obtenue, permettant ainsi une validation en continu.

6.2.2 Référencement anatomique des mesures d'orientation issues de CI

En biomécanique clinique, une donnée d'orientation se doit d'être exprimée selon un repère anatomique afin que cette donnée soit utilisable, c'est-à-dire qu'un jugement clinique puisse être rendu à partir, entre autres, de cette donnée. Afin de répondre à ce requis, la première option considère l'alignement physique des capteurs avec les plans de mouvements (Iosa et al., 2016). Bien que cette approche puisse sourire aux utilisateurs par sa simplicité, elle peut être critiquée puisque difficilement reproductible. À la difficulté d'évaluer l'alignement précis requis s'ajoute également la présence plus ou moins importante, selon le mode de

fixation utilisé, le site choisi et l'anatomie de la personne, d'artéfacts de tissus mous, lesquels viennent bruyamment la mesure désirée (Helling, 2012). De plus, un tel alignement introduit, dans le cas spécifique des mesures d'angle issues de CI, un risque accru d'erreur. En effet, il a été démontré en environnement contrôlé que l'estimation de la mesure d'orientation est plus robuste aux variations de conditions lorsque tous les axes sont stimulés (Lebel et al., 2013). Ainsi, d'un point de vue de la qualité de la mesure, il est préférable de s'assurer de la qualité de la fixation de la CI sur le segment afin de minimiser les artéfacts de tissus mous, que d'assurer un alignement anatomique du capteur. Il est toutefois intéressant de noter qu'un alignement similaire peut, en partie, être reproduit a posteriori en utilisant la mesure de l'accéléromètre en statique comme référence (c.-à-d. orientation du vecteur gravité). Sinon, l'obtention du référencement anatomique passe par l'adoption d'un modèle biomécanique, lequel doit également être validé. Des études récentes ont d'ailleurs démontré d'importants écarts entre les modèles biomécaniques utilisés par différents systèmes de mesure, lesquelles doivent, selon les auteurs, être considérées lors d'études de comparaisons de systèmes (Robert-Lachaine et al., 2017). Mais qu'en est-il des interprétations cliniques effectuées à partir de ces systèmes ? Considérant les différences observées entre certains modèles biomécaniques et l'importance clinique accordée à cette référence anatomique lors de décisions cliniques, il est d'autant plus important de développer des techniques de validation des outils de mesure basées sur les besoins directs de l'utilisateur.

6.2.3 Utilisabilité des dispositifs

En somme, l'utilisabilité réelle des centrales inertielles pour la biomécanique clinique passe donc par le développement d'outils de mesure de la mobilité au sens entendu par les cliniciens. En d'autres mots, un outil de mesure de la mobilité inclut non seulement une technologie valide, mais fournit des indicateurs de mobilité fidèles et valides, lesquels peuvent être interprétés pour porter un jugement clinique. Pour ce faire, l'outil en question se doit donc non seulement de permettre la capture du mouvement et l'interprétation de celui-ci par rapport à un référencement anatomique, mais également d'identifier et de segmenter automatiquement les activités, d'effectuer l'analyse des signaux à partir desquels découleront des métriques spécifiques à la mobilité, et finalement, de rapporter de façon adéquate ces métriques afin de permettre leur interprétation au niveau clinique.

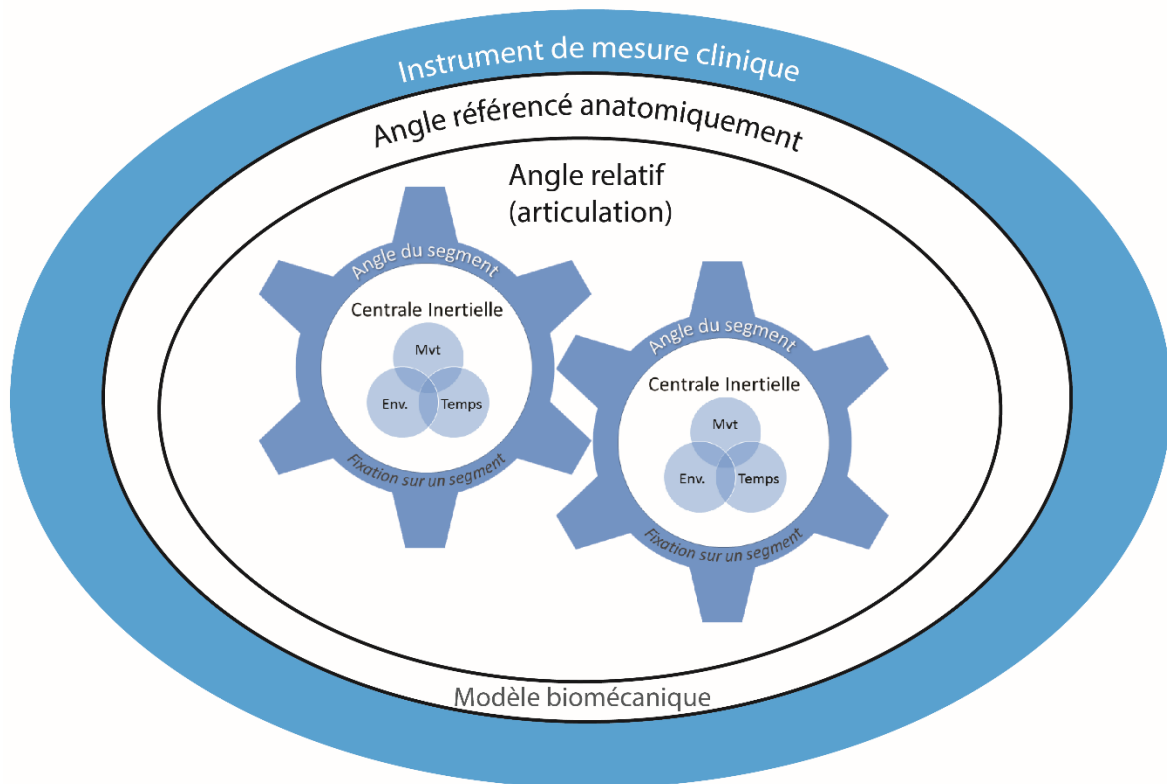
En complément aux travaux directs de cette thèse, des contributions ont d'ailleurs été apportées au niveau de l'identification automatique des tâches et de la segmentation de ces dernières (Nguyen et al., 2017). Ces travaux visaient précisément l'adaptation d'algorithmes précédemment développés pour une population d'adultes âgés sains, à une population de patients atteints de Parkinson (Nguyen et al., 2015, Ayachi et al., 2016a, Ayachi et al., 2016b). Brièvement, l'algorithme combine la détection de pics de cinématique provenant de différents capteurs afin de reconnaître une activité précise. La segmentation temporelle de cette activité est ensuite effectuée en localisant les maximums ou les minimums, selon la tâche considérée, précédant et suivant le pic. L'application de l'algorithme originalement développé pour une population âgée saine a permis la détection des activités avec une sensibilité de 97,6 % et une spécificité de 92,7 % pour une population de patients atteints de Parkinson (n = 432 activités). Toutefois, une légère modification dans le choix des capteurs utilisés pour la détection a permis d'atteindre une précision de 100 %. De plus, la comparaison de la segmentation automatique de ces activités avec une segmentation réalisée de façon manuelle a révélé que l'algorithme optimisé segmente avec une précision de 400 ms. Cette étude vient, une fois de plus, démontrer qu'il est possible d'identifier et de segmenter les tâches de façon précise et automatique, permettant de maximiser le potentiel d'utilisation des CI.

6.2.4 Synthèse de l'utilisabilité des données d'orientation issues de CI pour la biomécanique clinique

Les notions abordées dans les sous-sections précédentes mettent en lumière la complexité du processus de validation d'un outil de mesure clinique basé sur la technologie des centrales inertielles, tel qu'illustré à la **Figure 6**. Tout d'abord, il est primordial de vérifier les capacités de la technologie visée à mesurer les concepts désirés (c.-à-d. le profil angulaire d'un segment ou l'angle relatif entre deux segments), d'où les choix méthodologiques adoptés dans ce programme de recherche. Dans le cas des centrales inertielles, cet aspect fait spécifiquement référence à l'interaction de différents facteurs, notamment le mouvement effectué (vitesse, direction, type de mouvement), l'environnement ainsi que la durée de la tâche. Ensuite, la méthode de fixation des CI peut avoir un impact sur la validité du mouvement mesuré comme tel. L'importance de la notion d'interaction entre différentes

centrales inertielles afin de déduire un angle relatif est également illustrée par l'engrenage liant les deux CI au centre de la figure. Ensuite, ces angles se doivent d'être référencés anatomiquement de façon fiable et valide afin de donner un sens clinique à la mesure.

Figure 6. Architecture et composantes d'influence de la cinématique du mouvement basée sur les centrales inertielles



Finalement, l'instrument de mesure clinique intègre cette technologie validée afin de répondre à des besoins utilisateurs bien précis. Ainsi, selon le public visé, l'instrument de mesure pourra entre autres considérer des tâches cliniques spécifiques préprogrammées, une identification et une segmentation automatique des activités effectuées, l'analyse de métriques associées à ces activités, la gestion des essais enregistrés en une structure considérant une notion de visites pour un même patient/participant, une présentation des résultats adaptée aux besoins cliniques facilitant la compréhension, etc. Présentement, sur le

marché, seul le *Mobility Lab* de APDM (APDM Wearable Technologies, USA) semble adhérer à cette approche globale de validation. Toutefois, les métriques rapportées par cet outil sont, à l'heure actuelle, uniquement basées sur le traitement des données provenant des capteurs inertiels bruts (c.-à-d. accéléromètres et gyromètres). En d'autres mots, la majorité des outils actuellement disponibles sur le marché ne semblent pas avoir complété ce cycle de développement et de validation, ce qui peut expliquer l'utilisation restreinte des mesures d'orientation issues de CI en biomécanique clinique. Il est, pour le moment, de la responsabilité de l'utilisateur de valider le système pour l'application visée, de développer les algorithmes d'identification et de segmentation des tâches et d'analyser les métriques en ce sens. Les travaux d'optimisation de la mesure rapportés dans la littérature se concentrent principalement au niveau technique, en oubliant souvent de contextualiser l'ensemble. Ce programme de recherche visait à adopter une posture utilisateur afin de donner un nouveau regard à la validation et à l'optimisation des CI.

Dans une optique similaire, le cas de valorisation exploité dans cette thèse, soit l'analyse de la signature craniale lors d'un retournement, cherche à mettre à profit les forces des CI afin de répondre à une question clinique. La méthode adoptée a permis de démontrer la richesse de l'information fournie par les CI. À la base, les données d'orientation ont l'avantage majeur de faciliter l'interprétation du mouvement effectué. En effet, il est beaucoup plus facile de conceptualiser un mouvement en regardant une courbe d'orientation que, par exemple, le profil d'accélération y étant associé. Cette affirmation est d'autant plus vraie si l'analyse vise un mouvement relatif entre deux segments. La richesse des données d'orientation 3D issues de CI est donc également liée à cette possibilité qu'elles offrent de coupler l'information provenant de différents segments, ouvrant la porte à l'analyse du mouvement relatif. Finalement, il a été démontré que cette orientation relative peut être dérivée puis analysée à l'aide d'un modèle afin d'accéder à une information plus complexe, ici la réponse du système neuromusculaire. Ce faisant, les données d'orientation issues de CI semblent ouvrir vers de nouvelles possibilités pour l'analyse des déficits de mobilité, lesquelles sont prometteuses pour un suivi objectif plus précis.

6.3 Forces et limites

Les principales forces de ce programme de recherche sont liées à l'approche méthodologique incrémentale et complémentaire sur laquelle il est basé, sur la rigueur des approches de mesures et d'analyses utilisées ainsi que son arrimage avec les objectifs poursuivis par le projet mère à cette thèse, le projet EMAP, qui vise à étudier l'effet de l'âge et de la maladie sur la mobilité en environnement naturel.

En effet, l'étude de validation en conditions contrôlées a d'abord permis d'identifier, à l'aide de mesures issues d'un système étalon (système optique de capture du mouvement 3D), les limites inhérentes à la technologie même, lesquelles ont servi de base pour établir le protocole de l'étude de validation en conditions cliniques d'évaluation de la mobilité. Cette deuxième étude de validation, basée aussi sur des mesures issues d'un système étalon (système optique de capture du mouvement 3D), a permis de dresser un portrait des variations de justesse, selon une variété de tâches, de segments et d'articulations, permettant de mieux comprendre ces variations. La rigueur employée tout au long de ces études (ex. : la validation dynamique, en contexte, de la justesse de la mesure étalon ou encore les étapes de contrôle qualité des données incorporées à l'intérieur même les analyses telles que la visibilité suffisante des marqueurs) augmente la fiabilité des valeurs de justesse obtenues et, par le fait même, des conclusions de l'étude. Cependant, l'analyse se limite à un sous-ensemble de segments dû à des limitations techniques quant à la capacité du système étalon à suivre de multiples corps rigides. Le fait qu'aucun modèle biomécanique n'ait été considéré peut également être vu comme une limite, bien que ce choix ait permis de se concentrer sur le but poursuivi, soit la validation des capacités de la mesure d'orientation issue de CI en contexte biomécanique. L'analyse de la variation de la justesse selon les conditions du mouvement ainsi que l'effet de l'environnement observé ont ensuite servi de critère de base à l'élaboration d'un algorithme de contrôle de la qualité répondant à l'objectif d'optimisation. Finalement, l'étape de valorisation a ciblé une tâche et des segments réputés pour se retrouver dans une zone d'opération relativement optimale au niveau de la vitesse, de l'environnement ainsi que du temps de réalisation de la tâche, telle qu'identifiée dans l'étude de validation. Ce faisant, l'étude d'exploration de métriques de mobilité a permis d'innover quant à la façon de voir et d'utiliser les mesures d'orientation issues de centrales inertielle.

L'adoption d'une telle approche incrémentale a permis non seulement de mieux comprendre les CI et leurs possibilités, mais de faire des choix guidés par ces connaissances, comme celui de cibler l'analyse de la signature craniale pendant le retournement pour développer de nouvelles métriques de mobilité. De façon similaire, l'approche descendante (« *top-down* ») utilisée au niveau de la technologie en choisissant l'utilisation d'un vêtement incorporant 17 CI afin de capturer la cinématique du corps au complet pendant les tâches de mobilité permet l'optimisation des algorithmes de segmentation et de définition de métriques de mobilité. Cette approche descendante contraste avec ce qui est principalement rapporté dans la littérature, mais constitue l'approche idéale afin de cibler un sous-ensemble idéal de CI (nombre et position) permettant d'optimiser la portée d'un outil de mesure à base de CI pour l'évaluation de la mobilité.

Une autre force de l'étude vient du fait que celle-ci soit également imbriquée dans un programme de recherche de plus grande envergure visant à caractériser la mobilité des personnes vieillissantes ainsi que des personnes atteintes de Parkinson. Ainsi, une concertation dans le développement des protocoles et des systèmes de mesure utilisés a permis de générer une base de données quantitative importante de mesures d'orientation issues de CI lors de différentes tâches. Grâce à cette base de données, la validation exploratoire du pouvoir discriminant des métriques de mobilité proposées a pu être effectuée, augmentant ainsi la validité externe. Toutefois, ces mêmes indicateurs ont été directement développés et validés au moyen du vêtement inertiel IGS-180. En d'autres mots, la validité des indicateurs pourrait être légèrement affectée par la justesse de la mesure d'orientation du système utilisé, bien que l'utilisation d'un modèle pour caractériser la courbe semble minimiser cet effet.

Finalement, ce programme de recherche ayant été développé dans le cadre d'un programme de formation en recherche clinique, la posture utilisateur était en avant-plan des décisions méthodologiques. Toutefois, la nature de la question de recherche nécessitait l'intégration de différentes notions dans une approche interdisciplinaire afin de maximiser les retombées. Par exemple, l'analyse des variations de justesse observées selon une approche de caractérisation du mouvement effectué nécessitait une analyse du fonctionnement des filtres de fusion intégrés à même les CI. L'approche interdisciplinaire adoptée a également permis de

réinterpréter les variations de justesse observées à travers les tâches et les segments afin de déterminer une zone d'opération optimale des centrales inertielles. Cet angle d'analyse a d'ailleurs jeté les bases permettant la conception d'un algorithme de rétroaction automatique de la qualité des données afin de faciliter le travail des utilisateurs de tels systèmes. De façon similaire, l'analyse de la signature cranio-caudale au moyen du modèle sigma-lognormal a été rendue possible en contextualisant les notions techniques de réponse impulsionnelle, du calcul et de l'analyse de l'orientation et des mathématiques robustes qui lui sont propres selon une tâche de mobilité définie. Bref, tout au long de ce programme de recherche, les approches choisies visaient à concilier et à arrimer des approches techniques de mesure et d'analyse appartenant davantage au monde de l'ingénierie avec les buts poursuivis en clinique, considérant les contraintes associées.

6.4 Perspectives

Tout d'abord, d'un point de vue technique, les études de validation réalisées dans le cadre de ce programme de recherche nous ont permis d'acquérir une compréhension avancée des variations de justesse de la mesure d'orientation observée pour les mouvements humains. Deux approches d'optimisation ayant comme prémices l'utilisabilité directe avec des systèmes existants ont d'ailleurs été explorées. Toutefois, un créneau d'avancement technologique pourrait être considéré dans le futur, lequel considérerait le développement d'algorithmes de fusion mieux adaptés aux conditions cliniques d'évaluation de la mobilité. En effet, les techniques d'estimation de l'orientation présentement utilisées dans les CI travaillent en silo, c'est-à-dire que l'information des centrales inertielles adjacentes n'est pas considérée par le filtre. Ainsi, un filtre d'estimation de l'orientation relative aurait potentiellement un avantage sur les approches traditionnelles, notamment au niveau de la compensation magnétique. L'étude de rétroaction autonome de la qualité ayant également démontré la capacité d'une approche par intelligence artificielle à identifier des conditions de mouvement problématiques pour l'estimation de l'orientation, il est également plausible d'avancer que cette avenue pourrait être utilisée comme base pour un filtre de fusion adaptatif, lequel varierait ses paramètres d'ajustement selon les conditions de mouvements enregistrées. Ainsi, l'avancement des connaissances au niveau de l'impact des approches

d'estimation a le potentiel de générer des techniques d'estimation plus robustes, mieux adaptées aux réalités de la recherche clinique.

Dans un tout autre ordre d'idée, bien que prometteuse, la validation des métriques de déficits de mobilités proposées n'est qu'exploratoire. Les résultats sont toutefois suffisamment encourageants pour justifier une validation à plus grande échelle, considérant un plus grand échantillon et une plus grande diversité dans le niveau d'avancement des troubles de mobilité. Ces étapes de validation devraient également considérer l'impact du système de mesure et des manipulations requises (p.ex. CI utilisées, position des capteurs, évaluateurs...) afin de bien cerner le potentiel réel de cette approche. De façon complémentaire, il serait également intéressant d'explorer l'utilisation d'autres modèles pour l'analyse de la signature cranio-caudale et d'évaluer si la supériorité du modèle sigmalognormal démontrée dans la littérature demeure pour ce contexte spécifique (Plamondon et al., 1993). Par exemple, la robustesse des métriques associées aux différents modèles pourrait être étudiée par rapport à une variation dans le type de retournement effectué (p.ex. 90 ° versus 180 °). Une telle étape de validation permettrait donc d'optimiser la définition des métriques liées à la signature cranio-caudale, ouvrant la porte à leur utilisation dans un environnement non contrôlé et donc à l'évaluation des déficits de mobilité dans un contexte naturel.

Comme expliqué dans la section précédente, la véritable portée clinique d'outils de mesure basés sur les centrales inertielle passe par l'intégration de la technologie à l'intérieur du contexte d'utilisation, incluant le référencement anatomique des mesures d'orientation, l'identification et la segmentation automatique des activités ainsi que l'analyse des signaux afin de déterminer et de rapporter des métriques de mobilité permettant de porter un jugement clinique. Ainsi, les travaux futurs de validation d'outils cliniques liés à la mobilité se doivent de considérer cette posture globale définie à la **Figure 6** afin d'arrimer les concepts de validation et d'outils de mesure dans une perspective interdisciplinaire.

Le cas de valorisation présenté dans ces travaux est spécifique à la problématique du déficit de la mobilité. Toutefois, il est important de souligner que le pouvoir des données d'orientation peut certainement être exploité dans d'autres contextes que celui exploré. En

recherche, par exemple, cette mesure peut être utilisée afin d'évaluer l'efficacité de techniques d'immobilisation du rachis cervical lors de transferts de patients avec fracture suspectée ou confirmée au niveau cervical (Boissy et al., 2011, Shrier et al., 2015). En effet, en positionnant une centrale inertielle sur la tête et une sur le tronc, il est possible de mesurer le mouvement relatif de la tête par rapport au tronc pendant une manœuvre. Dans un tel contexte, il est souhaitable que ce mouvement soit nul. La comparaison des écarts enregistrés, selon les techniques, permet donc la comparaison de l'efficacité des techniques.

Finalement, la flexibilité, la portabilité et la capacité prolongée d'enregistrement des CI permettent de sortir des contextes contrôlés (laboratoires, tests cliniques) et d'évaluer la mobilité réelle d'une personne de façon objective, en collectant les données en contexte naturel. Comme mentionné précédemment, cette thèse est en fait imbriquée à l'intérieur d'un projet de recherche plus vaste visant justement à étudier l'effet de l'âge et de la maladie sur la mobilité en contexte naturel. À cet égard, des algorithmes de détection et de segmentation automatiques des tâches ont été développés et testés par l'équipe (Nguyen et al., 2015, Ayachi et al., 2016a, Ayachi et al., 2016b, Nguyen et al., 2017). Ces algorithmes ont démontré la capacité d'identifier et de segmenter de façon précise les tâches automatiquement, et ce, tant chez les participants âgés sains que les patients atteints de Parkinson. La combinaison des travaux présentés dans cette thèse avec ceux des autres membres de l'équipe permet donc de compléter la chaîne d'acquisition requise permettant de maximiser la pertinence clinique d'une telle approche de mesure. Ainsi, nous pouvons maintenant affirmer que les morceaux sont en place pour permettre la réalisation d'études visant spécifiquement l'évaluation de la mobilité en contexte naturel. Par exemple, il est viable de penser instrumenter un patient atteint de Parkinson pendant une partie de la journée, alors qu'il vaque à ces occupations régulières. Les activités d'intérêts seraient ensuite identifiées et segmentées par les algorithmes développés. Après vérification de la qualité des données, la signature cranio-caudale lors des retournements enregistrés pourrait être analysée afin de déterminer les variations dans la qualité de la tâche effectuée, procurant ainsi une mesure objective de la mobilité fonctionnelle de la personne et des fluctuations associées, dans le temps.

CHAPITRE 7 CONCLUSION

L'essor de l'utilisation des centrales inertielles en biomécanique clinique observé au cours de la dernière décennie démontre que ce type de capteur portable répond à un besoin tant chez les chercheurs que chez les cliniciens. En effet, la portabilité, la flexibilité et le coût relativement faible de cette technologie, en comparaison aux systèmes traditionnellement utilisés en biomécanique clinique, font des centrales inertielles une alternative intéressante aux technologies actuelles. Si l'on considère l'offre grandissante sur le marché de ce type de capteurs, le coût de ces systèmes qui diminue constamment, passant d'environ 2000 \$ à 300 \$ en 5 ans, ainsi que la tendance notable à la miniaturisation des capteurs jusqu'à l'intégration à même les vêtements, nous sommes à même de constater que les centrales inertielles sont là pour demeurer malgré les défis qui y sont associés. Les travaux de recherches présentés dans cette thèse ont permis de faire avancer les connaissances dans l'utilisation des centrales inertielles pour l'évaluation des déficits de mobilité. La véritable portée clinique de ce type de système ne sera toutefois atteinte que lorsque ceux-ci seront complètement intégrés et validés à même un outil de mesure clinique.

LISTE DES RÉFÉRENCES

2013. *Accelerometers* [Online]. Available: <http://www.sensorwiki.org/doku.php/sensors/accelerometer> [Accessed 20 avril 2015].
- AHMED, H. & TAHIR, M. 2017. Improving the Accuracy of Human Body Orientation Estimation With Wearable IMU Sensors. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, 66, 535-542.
- ALLIANTECH. 2010. *Généralités sur les accéléromètres* [Online]. Available: http://www.alliantech.com/pdf/coin_des_experts/generalite_sur_accelerometrie.pdf [Accessed 20 avril 2015].
- ARULAMPALAM, M. S., MASKELL, S., GORDON, N. & CLAPP, T. 2002. A tutorial on particle filters for online nonlinear/non-Gaussian Bayesian tracking. *Signal Processing, IEEE Transactions on*, 50, 174-188.
- AYACHI, F., NGUYEN, H., GOUBAULT, E., BOISSY, P. & DUVAL, C. 2016a. The Use of Empirical Mode Decomposition-Based Algorithm and Inertial Measurement Units to Auto-Detect Daily Living Activities of Healthy Adults. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 1-1.
- AYACHI, F. S., NGUYEN, H. P., LAVIGNE-PELLETIER, C., GOUBAULT, E., BOISSY, P. & DUVAL, C. 2016b. Wavelet-based algorithm for auto-detection of daily living activities of older adults captured by multiple inertial measurement units (IMUs). *Physiological measurement*, 37, 442.
- BACHMANN, E. R., YUN, X. & PETERSON, C. W. An investigation of the effects of magnetic variations on inertial/magnetic orientation sensors. 2004. 1115-1122.
- BERG, K. 1989. Balance and its measure in the elderly: a review. *Physiotherapy Canada*, 41, 240-246.
- BERGAMINI, E., LIGORIO, G., SUMMA, A., VANNOZZI, G., CAPPOZZO, A. & SABATINI, A. M. 2014. Estimating orientation using magnetic and inertial sensors and different sensor fusion approaches: Accuracy assessment in manual and locomotion tasks. *Sensors (Switzerland)*, 14, 18625-18649.
- BLOEM, B. R., GRIMBERGEN, Y. A., CRAMER, M., WILLEMSSEN, M. & ZWINDERMAN, A. H. 2001. Prospective assessment of falls in Parkinson's disease. *J Neurol*, 248, 950-8.
- BOISSY, P., SHRIER, I., MELLETE, J., FECTEAU, L., MATHESON, G. O., GARZA, D., MEEUWISSE, W. H., SEGAL, E., BOULAY, J. & STEELE, R. 2011. Effectiveness of cervical spine stabilisation techniques. United States, North America: BMJ Publishing Group Ltd.
- BOLINK, S. A. A. N., NAISAS, H., SENDEN, R., ESSERS, H., HEYLIGERS, I. C., MEIJER, K. & GRIMM, B. 2016. Validity of an inertial measurement unit to assess pelvic orientation angles during gait, sit-stand transfers and step-up transfers: Comparison with an optoelectronic motion capture system*. *Medical Engineering and Physics*, 38, 225-231.
- BOONSTRA, M. C., DE WAAL MALEFIJT, M. C. & VERDONSCHOT, N. 2008. How to quantify knee function after total knee arthroplasty? *Knee*, 15, 390-5.

- BOONSTRA, M. C., SCHWERING, P. J. A., MAARTEN, C. D. W. M. & VERDONSCHOT, N. 2010. Sit-to-Stand Movement as a Performance-Based Measure for Patients With Total Knee Arthroplasty. *Physical Therapy*, 90, 149-156.
- BOONSTRA, M. C., VAN DER SLIKKE, R. M., KEIJERS, N. L., VAN LUMMEL, R. C., DE WAAL MALEFIJT, M. C. & VERDONSCHOT, N. 2006. The accuracy of measuring the kinematics of rising from a chair with accelerometers and gyroscopes. *J Biomech*, 39, 354-8.
- BRENNAN, A., ZHANG, J., DELUZIO, K. & LI, Q. 2011. Quantification of inertial sensor-based 3D joint angle measurement accuracy using an instrumented gimbal. *Gait and Posture*, 34, 320-323.
- BRODIE, M. A., MENZ, H. B. & LORD, S. R. 2014. Age-associated changes in head jerk while walking reveal altered dynamic stability in older people. *Exp Brain Res*, 232, 51-60.
- BRODIE, M. A., WALMSLEY, A. & PAGE, W. 2008a. Dynamic accuracy of inertial measurement units during simple pendulum motion. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 11, 235-242.
- BRODIE, M. A., WALMSLEY, A. & PAGE, W. 2008b. The static accuracy and calibration of inertial measurement units for 3D orientation. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 11, 641-648.
- BRÜCKNER, H. P., KRÜGER, B. & BLUME, H. 2014. Reliable orientation estimation for mobile motion capturing in medical rehabilitation sessions based on inertial measurement units. *Microelectronics Journal*, 45, 1603-1611.
- BUCHMAN, A. S., LEURGANS, S. E., WEISS, A., VANDERHORST, V., MIRELMAN, A., DAWE, R., BARNES, L. L., WILSON, R. S., HAUSDORFF, J. M. & BENNETT, D. A. 2014. Associations between quantitative mobility measures derived from components of conventional mobility testing and Parkinsonian gait in older adults. *PLoS ONE*, 9, e86262.
- CAPPOZZO, A., DELLA CROCE, U., LEARDINI, A. & CHIARI, L. 2005. Review: Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 1: theoretical background. *Gait & Posture*, 21, 186-196.
- CRENNA, P., CARPINELLA, I., RABUFFETTI, M., CALABRESE, E., MAZZOLENI, P., NEMNI, R. & FERRARIN, M. 2007. SIAMOC Best Clinical Paper Award 2006: The association between impaired turning and normal straight walking in Parkinson's disease. *Gait & Posture*, 26, 172-178.
- CUESTA-VARGAS, A. I., GALAN-MERCANT, A. & WILLIAMS, J. M. 2010. The use of inertial sensors system for human motion analysis. *Phys Ther Rev*, 15, 462-473.
- CUMMING, R. G. & KLINEBERG, R. J. 1994. Fall frequency and characteristics and the risk of hip fractures. *J Am Geriatr Soc*, 42, 774-8.
- CURTZE, C., NUTT, J. G., CARLSON-KUHTA, P., MANCINI, M. & HORAK, F. B. 2015. Levodopa Is a Double-Edged Sword for Balance and Gait in People With Parkinson's Disease. *Mov Disord*, 30, 1361-70.
- CUTTI, A. G., GIOVANARDI, A., ROCCHI, L. & DAVALLI, A. 2006. A simple test to assess the static and dynamic accuracy of an inertial sensors system for human movement analysis. *Conference proceedings : ... Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Conference*, 1, 5912-5915.

- DE VRIES, W. H. K., VEEGER, H. E. J., BATEN, C. T. M. & VAN DER HELM, F. C. T. 2009. Magnetic distortion in motion labs, implications for validating inertial magnetic sensors. *Gait and Posture*, 29, 535-541.
- DIBBLE, L. E. & LANGE, M. 2006. Predicting falls in individuals with Parkinson disease: a reconsideration of clinical balance measures. *J Neurol Phys Ther*, 30, 60-7.
- EL-GOHARY, M., PEARSON, S., MCNAMES, J., MANCINI, M., HORAK, F., MELLONE, S. & CHIARI, L. 2013. Continuous monitoring of turning in patients with movement disability. *Sensors (Basel)*, 14, 356-69.
- ELTOUKHY, M., KUENZE, C., OH, J., WOOTEN, S. & SIGNORILE, J. 2017. Kinect-based assessment of lower limb kinematics and dynamic postural control during the star excursion balance test. *Gait Posture*, 58, 421-427.
- ESSER, P., DAWES, H., COLLETT, J., FELTHAM, M. G. & HOWELLS, K. 2012. Validity and inter-rater reliability of inertial gait measurements in Parkinson's disease: A pilot study. *Journal of Neuroscience Methods*, 205, 177-181.
- ESSER, P., DAWES, H., COLLETT, J. & HOWELLS, K. 2009. IMU: Inertial sensing of vertical CoM movement. *Journal of Biomechanics*, 42, 1578-1581.
- FABER, G. S., CHANG, C. C., RIZUN, P. & DENNERLEIN, J. T. 2013. A novel method for assessing the 3-D orientation accuracy of inertial/magnetic sensors. *Journal of Biomechanics*, 46, 2745-2751.
- FAVRE, J., AISSAOUI, R., JOLLES, B. M., DE GUISE, J. A. & AMINIAN, K. 2009. Functional calibration procedure for 3D knee joint angle description using inertial sensors. *Journal of Biomechanics*, 42, 2330-2335.
- FERRARI, A., CUTTI, A. G. & CAPPELLO, A. 2010a. A new formulation of the coefficient of multiple correlation to assess the similarity of waveforms measured synchronously by different motion analysis protocols. *Gait and Posture*, 31, 540-542.
- FERRARI, A., CUTTI, A. G., GAROFALO, P., RAGGI, M., HEIJBOER, M., CAPPELLO, A. & DAVALLI, A. 2010b. First in vivo assessment of "outwalk": A novel protocol for clinical gait analysis based on inertial and magnetic sensors. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 48, 1-15.
- FERRARIN, M., CARPINELLA, I., RABUFFETTI, M., CALABRESE, E., MAZZOLENI, P. & NEMNI, R. 2006. Locomotor disorders in patients at early stages of Parkinson's disease: a quantitative analysis. *Conference Proceedings: ... Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine & Biology Society*, 1, 1224-7.
- FULLER, J. R., ADKIN, A. L. & VALLIS, L. A. 2007. Strategies used by older adults to change travel direction. *Gait & Posture*, 25, 393-400.
- GALÁN-MERCANT, A. & CUESTA-VARGAS, A. I. 2014. Differences in trunk accelerometry between frail and non-frail elderly persons in functional tasks. *BMC research notes*, 7, 100-100.
- GALLAGHER, A., MATSUOKA, Y. & WEI-TECH, A. An efficient real-time human posture tracking algorithm using low-cost inertial and magnetic sensors. Intelligent Robots and Systems, 2004. (IROS 2004). Proceedings. 2004 IEEE/RSJ International Conference on, 28 Sept.-2 Oct. 2004 2004. 2967-2972 vol.3.
- GANEA, R., PARASCHIV-IONESCU, A., BÜLA, C., ROCHAT, S. & AMINIAN, K. 2011. Multi-parametric evaluation of sit-to-stand and stand-to-sit transitions in elderly people. *Medical Engineering and Physics*, 33, 1086-1093.

- GANEA, R., PARASCHIV-IONESCU, A., SALARIAN, A., BULA, C., MARTIN, E., ROCHAT, S., HOSKOVEC, C. & PIOT-ZIEGLER, C. Kinematics and dynamic complexity of postural transitions in frail elderly subjects. *Engineering in Medicine and Biology Society*, 2007. EMBS 2007. 29th Annual International Conference of the IEEE, 22-26 Aug. 2007. 6117-6120.
- GAROFALO, P. 2010. *Development of motion analysis protocols based on inertial sensors*. Ph.D., University of Bologna.
- GIANSANTI, D., MACCIONI, G., BENVENUTI, F. & MACELLARI, V. 2007. Inertial measurement units furnish accurate trunk trajectory reconstruction of the sit-to-stand manoeuvre in healthy subjects. *Med Biol Eng Comput*, 45, 969-76.
- GODWIN, A., AGNEW, M. & STEVENSON, J. 2009. Accuracy of Inertial Motion Sensors in Static, Quasistatic, and Complex Dynamic Motion. *Journal of Biomechanical Engineering*, 131, 114501-114501.
- GREENE, B. R., O'DONOVAN, A., ROMERO-ORTUNO, R., COGAN, L., SCANAILL, C. N. & KENNY, R. A. 2010. Quantitative Falls Risk Assessment Using the Timed Up and Go Test. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 57, 2918-2926.
- GREENE, B. R., RUTLEDGE, S., MCGURGAN, I., MCGUIGAN, C., K, O. C., CAULFIELD, B. & TUBRIDY, N. 2015. Assessment and classification of early-stage multiple sclerosis with inertial sensors: comparison against clinical measures of disease state. *IEEE J Biomed Health Inform*, 19, 1356-61.
- GURALNIK, J. M. & FERRUCCI, L. 2003. Assessing the building blocks of function: utilizing measures of functional limitation. *Am J Prev Med*, 25, 112-21.
- HEBERT, R., CARRIER, R. & BILODEAU, A. 1988. The Functional Autonomy Measurement System (SMAF): description and validation of an instrument for the measurement of handicaps. *Age Ageing*, 17, 293-302.
- HELLING, G. 2012. *Solutions for Positioning Inertia Measurement Units for Motion Tracking*. University of Twente.
- HONG, M., PERLMUTTER, J. S. & EARHART, G. M. 2009. A kinematic and electromyographic analysis of turning in people with Parkinson disease. *Neurorehabil Neural Repair*, 23, 166-76.
- HORAK, F. B. 2006. Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age Ageing*, 35 Suppl 2, ii7-ii11.
- HORAK, F. B. & MANCINI, M. 2013. Objective biomarkers of balance and gait for Parkinson's disease using body-worn sensors. *Movement Disorders*, 28, 1544-51.
- HORAK, F. B., SHUPERT, C. L. & MIRKA, A. 1989. Components of postural dyscontrol in the elderly: a review. *Neurobiol Aging*, 10, 727-38.
- HULBERT, S., ASHBURN, A., ROBERT, L. & VERHEYDEN, G. 2014. A narrative review of turning deficits in people with Parkinson's disease. *Disabil Rehabil*, 1-8.
- Institut de la Statistique du Québec. 2010. *Vivre avec une incapacité au Québec*.
- Institut de la statistique du Québec. 2013. *Enquête québécoise sur les limitations d'Activités, les maladies chroniques et le vieillissement 2010-2011*.
- IOSA, M., FUSCO, A., MORONE, G. & PAOLUCCI, S. 2014. Development and decline of upright gait stability. *Front Aging Neurosci*, 6, 14.
- IOSA, M., PICERNO, P., PAOLUCCI, S. & MORONE, G. 2016. Wearable inertial sensors for human movement analysis. *Expert Rev Med Devices*, 13, 641-59.

- JANSSEN, W. G., BUSSMANN, H. B. & STAM, H. J. 2002. Determinants of the sit-to-stand movement: a review. *Phys Ther*, 82, 866-79.
- JOINT COMMITTEE FOR GUIDES IN METROLOGY (JCGM) 2012. Vocabulaire international de métrologie - Concepts fondamentaux et généraux et termes associés (VIM). JCGM.
- KANG, G. E. & GROSS, M. M. 2016. Concurrent validation of magnetic and inertial measurement units in estimating upper body posture during gait. *Measurement: Journal of the International Measurement Confederation*, 82, 240-245.
- KIM, S. & NUSSBAUM, M. A. 2012. Performance evaluation of a wearable inertial motion capture system for capturing physical exposures during manual material handling tasks. *Ergonomics*, 56, 314-326.
- LAMBRECHT, J. M. & KIRSCH, R. F. 2014. Miniature low-power inertial sensors: Promising technology for implantable motion capture systems. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 22, 1138-1147.
- LATASH, M. 2002. *Bases neurophysiologiques du mouvement*, De Boeck.
- LEARDINI, A., CHIARI, L., CROCE, U. D. & CAPPOZZO, A. 2005. Human movement analysis using stereophotogrammetry: Part 3. Soft tissue artifact assessment and compensation. *Gait & Posture*, 21, 212-225.
- LEBEL, K., BOISSY, P., DUVAL, C., JOG, M., SPEECHLEY, M., KARELIS, A., VINCENT, C. & EDWARDS, R. Assessing the Validity of Attitude and Heading Reference Systems for Biomechanical Evaluation of Motions - A Methodological Proposal. International Conference on Biomedical Electronics and Devices, 2014 Angers, France. 230-237.
- LEBEL, K., BOISSY, P., HAMEL, M. & DUVAL, C. 2013. Inertial Measures of Motion for Clinical Biomechanics: Comparative Assessment of Accuracy under Controlled Conditions - Effect of Velocity. *PLoS ONE*, 8, e79945.
- LEBEL, K., BOISSY, P., HAMEL, M. & DUVAL, C. 2015. Inertial Measures of Motion for Clinical Biomechanics: Comparative Assessment of Accuracy under Controlled Conditions – Changes in Accuracy over Time. *PLoS ONE*, 10, e0118361.
- LEE, T. K. M., BELKHATIR, M. & SANEI, S. 2014. A comprehensive review of past and present vision-based techniques for gait recognition. *Multimedia Tools and Applications*, 72, 2833-2869.
- LEVINE, D., RICHARDS, J., WHITTLE, M.W. 2012. *Whittle's Gait Analysis*. Churchill Livingstone.
- MAHONY, R., HAMEL, T. & PFLIMLIN, J.-M. 2008. Nonlinear Complementary Filters on the Special Orthogonal Group. *Automatic Control, IEEE Transactions on*, 53, 1203-1218.
- MANCINI, M., EL-GOHARY, M., PEARSON, S., MCNAMES, J., SCHLUETER, H., NUTT, J. G., KING, L. A. & HORAK, F. B. 2015a. Continuous monitoring of turning in Parkinson's disease: Rehabilitation potential. *NeuroRehabilitation*, 37, 3-10.
- MANCINI, M., EL-GOHARY, M., PEARSON, S., MCNAMES, J., SCHLUETER, H., NUTTA, J. G., KING, L. A. & HORAK, F. B. 2015b. Continuous monitoring of turning in Parkinson's disease: Rehabilitation potential. *NeuroRehabilitation*, 37, 3-10.

- MANCINI, M. & HORAK, F. B. 2016. Potential of APDM mobility lab for the monitoring of the progression of Parkinson's disease. *Expert Rev Med Devices*, 13, 455-62.
- MANCINI, M., SCHLUETER, H., EL-GOHARY, M., MATTEK, N., DUNCAN, C., KAYE, J. & HORAK, F. B. 2016. Continuous Monitoring of Turning Mobility and Its Association to Falls and Cognitive Function: A Pilot Study. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*.
- MELLONE, S., MANCINI, M., KING, L. A., HORAK, F. B. & CHIARI, L. 2016. The quality of turning in Parkinson's disease: a compensatory strategy to prevent postural instability? *Journal of NeuroEngineering & Rehabilitation (JNER)*, 13, 1-9.
- MENDITTO, A., PATRIARCA, M. & MAGNUSSON, B. 2006. Understanding the meaning of accuracy, trueness and precision. *Accreditation and Quality Assurance*, 12, 45-47.
- MILLOR, N., LECUMBERRI, P., GOMEZ, M., MARTINEZ-RAMIREZ, A. & IZQUIERDO, M. 2014. Kinematic Parameters to Evaluate Functional Performance of Sit-to-Stand and Stand-to-Sit Transitions Using Motion Sensor Devices: A Systematic Review. *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*, 22, 926-936.
- MILLOR, N., LECUMBERRI, P., GÓMEZ, M., MARTÍNEZ-RAMÍREZ, A. & IZQUIERDO, M. 2013a. An evaluation of the 30-s chair stand test in older adults: frailty detection based on kinematic parameters from a single inertial unit. *J Neuroeng Rehabil*, 10, 86.
- MILLOR, N., LECUMBERRI, P., GOMEZ, M., MARTINEZ-RAMIREZ, A., RODRIGUEZ-MANAS, L., GARCIA-GARCIA, F. J. & IZQUIERDO, M. 2013b. Automatic Evaluation of the 30-s Chair Stand Test Using Inertial/Magnetic-Based Technology in an Older Pre frail Population. *Biomedical and Health Informatics, IEEE Journal of*, 17, 820-827.
- MORRIS, J. R. W. 1973. Accelerometry-A technique for the measurement of human body movements. *Journal of Biomechanics*, 6, 729-732, IN17,733-736.
- NGUYEN, H., LEBEL, K., BOISSY, P., BOGARD, S., GOUBAULT, E. & DUVAL, C. 2017. Auto detection and segmentation of daily living activities during a Timed Up and Go task in people with Parkinson's disease using multiple inertial sensors. *J Neuroeng Rehabil*, 14, 26.
- NGUYEN, H. P., AYACHI, F., LAVIGNE-PELLETIER, C., BLAMOUTIER, M., RAHIMI, F., BOISSY, P., JOG, M. & DUVAL, C. 2015. Auto detection and segmentation of physical activities during a Timed-Up-and-Go (TUG) task in healthy older adults using multiple inertial sensors. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 12, 36.
- Organisation mondiale de la santé. 2001. *CIF : Classification internationale du fonctionnement, du handicap et de la santé*. Genève.
- PALERMO, E., ROSSI, S., PATANÈ, F. & CAPPA, P. 2014. Experimental evaluation of indoor magnetic distortion effects on gait analysis performed with wearable inertial sensors. *Physiological Measurement*, 35, 399.
- PARK, J. H., MANCINI, M., CARLSON-KUHTA, P., NUTT, J. G. & HORAK, F. B. 2016. Quantifying effects of age on balance and gait with inertial sensors in community-dwelling healthy adults. *Exp Gerontol*, 85, 48-58.
- PASCIUTO, I., LIGORIO, G., BERGAMINI, E., VANNOZZI, G., SABATINI, A. M. & CAPPOZZO, A. 2015. How Angular Velocity Features and Different Gyroscope

- Noise Types Interact and Determine Orientation Estimation Accuracy. *Sensors (Basel)*, 15, 23983-4001.
- PICERNO, P. 2016. 25 years of lower limb joint kinematics by using inertial and magnetic sensors: A review of methodological approaches. *Gait & Posture*, 51, 239-246.
- PICERNO, P., CEREATTI, A. & CAPPOZZO, A. 2008. Joint kinematics estimate using wearable inertial and magnetic sensing modules. *Gait & Posture*, 28, 588-595.
- PICERNO, P., CEREATTI, A. & CAPPOZZO, A. 2011. A spot check for assessing static orientation consistency of inertial and magnetic sensing units. *Gait and Posture*, 33, 373-378.
- PLAMONDON, A., DELISLE, A., LARUE, C., BROUILLETTE, D., MCFADDEN, D., DESJARDINS, P. & LARIVIÈRE, C. 2007. Evaluation of a hybrid system for three-dimensional measurement of trunk posture in motion. *Applied Ergonomics*, 38, 697-712.
- PLAMONDON, R., ALIM, A. M., YERGEAU, P. & LECLERC, F. 1993. Modelling velocity profiles of rapid movements: a comparative study. *Biol Cybern*, 69, 119-28.
- PODSIADLO, D. & RICHARDSON, S. 1991. The timed "Up & Go": a test of basic functional mobility for frail elderly persons. *J Am Geriatr Soc*, 39, 142-8.
- REHABILITATION INSTITUTE OF CHICAGO. 2010. *Rehabilitation Measures Database: Timed Up and Go* [Online]. Available: <http://www.rehabmeasures.org/Lists/RehabMeasures/DispForm.aspx?ID=903> [Accessed 2016-09-16 2016].
- ROBERT-LACHAINE, X., MECHERI, H., LARUE, C. & PLAMONDON, A. 2017. Validation of inertial measurement units with an optoelectronic system for whole-body motion analysis. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 55, 609-619.
- ROETENBERG, D., BATEN, C. T. M. & VELTINK, P. H. 2007. Estimating body segment orientation by applying inertial and magnetic sensing near ferromagnetic materials. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 15, 469-471.
- ROETENBERG, D., LUNGE, H. & VELTINK, P. Inertial and magnetic sensing of human movement near ferromagnetic materials. *Mixed and Augmented Reality*, 2003. Proceedings. The Second IEEE and ACM International Symposium on, 7-10 Oct. 2003 2003. 268-269.
- ROETENBERG, D., LUNGE, H. J., BATEN, C. T. M. & VELTINK, P. H. 2005. Compensation of magnetic disturbances improves inertial and magnetic sensing of human body segment orientation. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 13, 395-405.
- ROUHANI, H., FAVRE, J., CREVOISIER, X. & AMINIAN, K. 2012. Measurement of multi-segment foot joint angles during gait using a wearable system. *Journal of Biomechanical Engineering*, 134.
- SABATINI, A. M., MARTELLONI, C., SCAPELLATO, S. & CAVALLO, F. 2005. Assessment of walking features from foot inertial sensing. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 52, 486-494.
- SALARIAN, A., HORAK, F. B., ZAMPIERI, C., CARLSON-KUHTA, P., NUTT, J. G. & AMINIAN, K. 2010. iTUG, a Sensitive and Reliable Measure of Mobility. *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*, 18, 303-310.
- SALARIAN, A., RUSSMANN, H., VINGERHOETS, F. J., DEHOLLAIN, C., BLANC, Y., BURKHARD, P. R. & AMINIAN, K. 2004. Gait assessment in Parkinson's disease:

- toward an ambulatory system for long-term monitoring. *IEEE Trans Biomed Eng*, 51, 1434-43.
- SANKARPANDI, S. K., BALDWIN, A. J., RAY, J. & MAZZA, C. 2017. Reliability of inertial sensors in the assessment of patients with vestibular disorders: a feasibility study. *BMC Ear Nose Throat Disord*, 17, 1.
- SCHIEFER, C., ELLEGAST, R. P., HERMANN, I., KRAUS, T., OCHSMANN, E., LARUE, C. & PLAMONDON, A. 2014. Optimization of Inertial Sensor-Based Motion Capturing for Magnetically Distorted Field Applications. *Journal of Biomechanical Engineering*, 136, 121008-121008.
- SEEL, T., RAISCH, J. & SCHAUER, T. 2014. IMU-based joint angle measurement for gait analysis. *Sensors (Switzerland)*, 14, 6891-6909.
- SEKINE, M., TAMURA, T., YOSHIDA, M., SUDA, Y., KIMURA, Y., MIYOSHI, H., KIJIMA, Y., HIGASHI, Y. & FUJIMOTO, T. 2013. A gait abnormality measure based on root mean square of trunk acceleration. *J Neuroeng Rehabil*, 10, 118.
- SENDEN, R., SAVELBERG, H. H. C. M., GRIMM, B., HEYLIGERS, I. C. & MEIJER, K. 2012. Accelerometry-based gait analysis, an additional objective approach to screen subjects at risk for falling. *Gait & Posture*, 36, 296.
- SHAEFFER, D. K. 2013. MEMS inertial sensors: A tutorial overview. *Communications Magazine, IEEE*, 51, 100-109.
- SHRIER, I., BOISSY, P., LEBEL, K., BOULAY, J., SEGAL, E., DELANEY, J. S., VACON, L. C. & STEELE, R. J. 2015. Cervical Spine Motion during Transfer and Stabilization Techniques. *Prehosp Emerg Care*, 19, 116-125.
- SHUMWAY-COOK, A., BRAUER, S. & WOOLLACOTT, M. 2000. Predicting the probability for falls in community-dwelling older adults using the Timed Up & Go Test. *Phys Ther*, 80, 896-903.
- SPIILDOOREN, J., VERCRUYSSSE, S., HEREMANS, E., GALNA, B., VANDENBOSSCHE, J., DESLOOVERE, K., VANDENBERGHE, W. & NIEUWBOER, A. 2013. Head-pelvis coupling is increased during turning in patients with Parkinson's disease and freezing of gait. *Movement Disorders*, 28, 619-25.
- SPRINT, G., COOK, D. & WEEKS, D. 2015. Towards Automating Clinical Assessments: A Survey of the Timed Up and Go (TUG). *Biomedical Engineering, IEEE Reviews in*, PP, 1-1.
- STACK, E. L., ASHBURN, A. M. & JUPP, K. E. 2006. Strategies used by people with Parkinson's disease who report difficulty turning. *Parkinsonism and Related Disorders*, 12, 87-92.
- STEVEN, A. M. 1999. Magnetic Field Measurement. *The Measurement, Instrumentation and Sensors Handbook on CD-ROM*. CRC Press.
- TERRIER, P. & REYNARD, F. 2015. Effect of age on the variability and stability of gait: A cross-sectional treadmill study in healthy individuals between 20 and 69 years of age. *Gait Posture*, 41, 170-4.
- TROJANIELLO, D., CEREATTI, A., PELOSIN, E., AVANZINO, L., MIRELMAN, A., HAUSDORFF, J. M. & DELLA CROCE, U. 2014. Estimation of step-by-step spatio-temporal parameters of normal and impaired gait using shank-mounted magneto-inertial sensors: application to elderly, hemiparetic, parkinsonian and choreic gait. *J Neuroeng Rehabil*, 11, 152-152.

- VAN LUMMEL, R. C., AINSWORTH, E., LINDEMANN, U., ZIJLSTRA, W., CHIARI, L., VAN CAMPEN, P. & HAUSDORFF, J. M. 2013. Automated approach for quantifying the repeated sit-to-stand using one body fixed sensor in young and older adults. *Gait & Posture*, 38, 153.
- VOGIATZIS, G. & HERNÁNDEZ, C. 2010. *Automatic camera pose estimation from dot pattern* [Online]. Available: <http://george-vogiatzis.org/calib/> [Accessed October 19th, 2016 2015].
- WASHABAUGH, E. P., KALYANARAMAN, T., ADAMCZYK, P. G., CLAFLIN, E. S. & KRISHNAN, C. 2017. Validity and repeatability of inertial measurement units for measuring gait parameters. *Gait Posture*, 55, 87-93.
- WEBBER, S. C., PORTER, M. M. & MENEC, V. H. 2010. Mobility in older adults: a comprehensive framework. *Gerontologist*, 50, 443-450.
- WEISS, A., MIRELMAN, A., BUCHMAN, A. S., BENNETT, D. A. & HAUSDORFF, J. M. 2013. Using a body-fixed sensor to identify subclinical gait difficulties in older adults with IADL disability: maximizing the output of the timed up and go. *PLoS ONE*, 8, e68885.
- WOODMAN, O. J. 2007. An introduction to inertial navigation. University of Cambridge.
- WRIGHT, R. L., PETERS, D. M., ROBINSON, P. D., SITCH, A. J., WATT, T. N. & HOLLANDS, M. A. 2012. Differences in axial segment reorientation during standing turns predict multiple falls in older adults. *Gait & Posture*, 36, 541-545.
- WUEST, S., MASSE, F., AMINIAN, K., GONZENBACH, R. & DE BRUIN, E. D. 2016. Reliability and validity of the inertial sensor-based Timed "Up and Go" test in individuals affected by stroke. *J Rehabil Res Dev*, 53, 599-610.
- XIE, H. & FEDDER, G. 2003. Integrated Microelectromechanical Gyroscopes. *Journal of Aerospace Engineering*, 16, 65-75.
- XSENS. *MTx Technical Specifications* [Online]. Available: <https://www.xsens.com/wp-content/uploads/2013/11/mtx-leaflet.pdf> [Accessed January 25th 2016 2015].
- YADAV, N. & BLEAKLEY, C. 2014. Accurate orientation estimation using AHRS under conditions of magnetic distortion. *Sensors (Switzerland)*, 14, 20008-20024.
- YANG, C.-C. & HSU, Y.-L. 2010. A Review of Accelerometry-Based Wearable Motion Detectors for Physical Activity Monitoring. *Sensors (14248220)*, 10, 7772-7788.
- YANG, S. & LI, Q. 2012a. Inertial Sensor-Based Methods in Walking Speed Estimation: A Systematic Review. *Sensors (14248220)*, 12, 6102-6116.
- YANG, S. & LI, Q. 2012b. Inertial sensor-based methods in walking speed estimation: A systematic review. *Sensors (Switzerland)*, 12, 6102-6116.
- ZENG, H. & ZHAO, Y. 2011. Sensing movement: Microsensors for body motion measurement. *Sensors*, 11, 638-660.
- ZHANG, J. T., NOVAK, A. C., BROUWER, B. & LI, Q. 2013. Concurrent validation of Xsens MVN measurement of lower limb joint angular kinematics. *Physiological Measurement*, 34, N63-N69.
- ZHOU, H. & HU, H. 2008. Human motion tracking for rehabilitation-A survey. *Biomedical Signal Processing and Control*, 3, 1-18.

ANNEXE A LISTE DES PUBLICATIONS ET COMMUNICATIONS

PUBLICATIONS

Articles de journal avec comité de pairs

- K. Lebel**, M. Hamel, H. Nguyen, C. Duval, P. Boissy. (2018) Camera pose estimation to improve accuracy and reliability of joint angles assessed with attitude and heading reference systems. *Gait & Posture*, 59, p.199-205.
- K. Lebel**, H. Nguyen, C. Duval, R. Plamondon, P. Boissy. (2017) Capturing the cranio-caudal signature of a turn with inertial measurement systems : methods, parameters robustness and reliability. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*. Vol. 5, no. 51.
- K. Lebel**, C. Duval, H. Nguyen, R. Plamondon, P. Boissy. (2017) Cranio-Caudal Kinematic Turn Signature Assessed with Inertial Systems as a Marker of Mobility Deficits in PD. *Article soumis à Movement Disorders*.
- H. Nguyen, **K. Lebel**, S. Bogard, E. Goubault, P. Boissy, QPN Clinicians, C. Duval. (2017) Using Inertial Sensors to Automatically Detect and Segment Activities of Daily Living in People with Parkinson's Disease. *IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering*. Vol. PP, no. 99.
- K. Lebel**, P. Boissy, H. Nguyen, C. Duval. (2017) Inertial measurement systems for segments and joints kinematics assessment: towards an understanding of the variations in sensors accuracy, *BioMedical Engineering Online*. Vol. 16, no.1, p. 56.
- H. Nguyen, **K. Lebel**, P. Boissy, S. Bogard, E. Goubault, C. Duval. (2017) Auto detection and segmentation of daily living activities during a Timed Up and Go task in people with Parkinson's disease using multiple inertial sensors. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*. Vol. 14, no. 1, p. 26.
- P. Boissy, S. Diop-Fallou, **K. Lebel**, M. Bernier, F. Balg, and Y. Tousignant-Laflamme. (2016) Trueness and Minimal Detectable Change of Smartphone Inclinator Measurements of Shoulder Range of Motion. *Telemedicine and e-Health*, vol. 23, no. 6, p. 503-506. doi:10.1089/tmj.2016.0205.
- K. Lebel**, P. Boissy, H. Nguyen, C. Duval. (2016) Autonomous Quality Control of Joint Orientation Measured with Inertial Sensors, *Sensors*, vol. 16, no. 7, p. 1037.
- K. Lebel**, P. Boissy, M. Hamel, C. Duval and the EMAP group. (2015) Inertial Measures of Motion for Clinical Biomechanics: Comparative Assessment of Accuracy under Controlled Conditions – Changes in Accuracy over Time, *PLoS ONE*, vol. 10, no. 3, doi: 10.1371/journal.pone.0119361.
- I.Shrier, P. Boissy, **K. Lebel** & al. (2015) Cervical Spine Motion during Transfer and Stabilization Techniques, *Prehospital Emergency Care*, vol. 19, no.1, p. 116-125. doi:10.3109/10903127.2014.936634.
- K. Lebel**, P. Boissy, M. Hamel, C. Duval and the EMAP group. (2013) Inertial Measures of Motion for Clinical Biomechanics: Comparative Assessment of Accuracy under Controlled Conditions – Effect of Velocity, *PLoS ONE*, vol. 8, no.11, doi: 10.1371/journal.pone.0079945.

Articles de conférence avec comité de pairs

K. Lebel, P. Boissy, H. Nguyen and C. Duval. (2016) Proposition and Validation of a New Index to Determine the Measurement Change Resolution of Inertial Motion Tracking Systems. *Proceedings of the 6th International Conference on Digital Health Conference*. Montréal, Quebec, Canada, p. 43-46.

K. Lebel, P. Boissy, C. Duval and the EMAP group. (2014) Assessing the Validity of Attitude and Heading Reference Systems for Biomechanical Evaluation of Motions: A Methodological Proposal, *International Conference on Biomedical Electronics and Devices*, Angers, France, 2-6 March 2014, p.230-237.

COMMUNICATIONS

Communications à titre de conférencière invitée

K. Lebel, P. Boissy, C. Duval, H. Nguyen. *Les centrales inertielles pour la capture du mouvement : au-delà du Timed Up and Go (TUG) instrumenté*. 32^e congrès de la Société Française de Médecine Physique et de Réadaptation (SOFMER), Nancy, France, 05-07 octobre 2017.

Communications orales

K. Lebel, H. Nguyen, C. Duval, P. Boissy. (2017) *Capturer la signature craniale lors du retournement pour mieux comprendre les déficits de mobilité : application chez des personnes atteintes de Parkinson*. 13^e Journée scientifique du Centre de Recherche sur le Vieillessement, 9 juin.

K. Lebel, H. Nguyen, C. Duval, P. Boissy. (2017) *Capturer la signature d'un mouvement pour mieux comprendre les déficits de mobilité*. 17^e Journée de la recherche du programme de résidence en Orthopédie de Sherbrooke, 31 mars.

K. Bradbury, S. Falilou-Diop, **K. Lebel**, A. Guillerand, Y. Tousignant-Laflamme, P. Boissy. (2017) *Accuracy of shoulder range of motion assessed using digital photos from a smartphone and a pose estimation algorithm*. 17^e Journée de la recherche du programme de résidence en Orthopédie de Sherbrooke, 31 mars.

K. Lebel, I. Shrier, P. Boissy, (2016) *Immobilisation et transfert d'un patient avec traumatisme cervical potentiel: comment améliorer sa technique?*, 16^e Journée de la recherche du programme de résidence en Orthopédie de Sherbrooke, 20 mai.

S. Falilou Diop, **K. Lebel**, Yannick Tousignant-Laflamme, P. Boissy. (2016) *Validité de critère et fidélité d'une nouvelle méthode d'évaluation de l'amplitude de mouvement (ApM) basée sur la photographie numérique de patrons de points*, 16^e Journée de la recherche du programme de résidence en Orthopédie de Sherbrooke, 20 mai.

K. Lebel, P. Boissy, H. Nguyen, C. Duval. (2016) *Proposition d'une approche de contrôle qualité des données d'orientation issues de centrales inertielles*, 12^e Journée scientifique du CdRV et 26^e Géroclub, Sherbrooke, 6 mai.

K. Lebel, P. Boissy, C. Duval. (2015) *Validité de la mesure d'orientation issue de centrales inertielles pour la biomécanique Clinique*, Journée Scientifique des départements de chirurgie et d'anesthésiologie, 18 septembre.

K. Lebel, P. Boissy, C. Duval and M. Hamel. (2015) *Effect of Lab Environment and Segment Angular Velocity on the Accuracy of Orientation Data Issued from Inertial Measurement of Motion in a Clinical Biomechanical Evaluation Context*, ISPGR 2015, Seville, Spain, June 28 - July 02.

K. Lebel, J. Boulay, V. Chenel, A. Guillerand, I. Shrier, R. Steele, P. Boissy. (2015) *The effectiveness of equipment removal techniques during pre-hospital management of suspected c-spine trauma in football players: preliminary results*, 15e journée de recherche du programme de résidence en orthopédie de Sherbrooke, 5 juin.

P. Boissy, I. Shrier, **K. Lebel**, J. Boulay, E. Segal, C. Vachon, R. Steele. (2014). *A comparison of different stabilization techniques and transfer methods during pre-hospital management of patients with a suspected neck injury*. Canadian Association of Emergency Physicians (CAEP). June 2. Ottawa, Ontario, Canada.

P. Boissy, C. Gingras-Hill, **K. Lebel**, F. Cabana, C. Duval. (2014) *Activity and Mobility Monitoring Approach Using Wearable Sensors*, ATA 2014, Baltimore, MD, 17-20 May.

K. Lebel, P. Boissy, S. Lavoie, D. Bouchard, M. Marceau, A. Beaunier. (2013) *Mobilisation et transfert sécuritaire du patient avec traumatisme cervical : l'utilisation de centrales inertielles comme outil pédagogique de rétroaction*, 6^e Forum international francophone de pédagogie des sciences de la santé, Montréal, Canada, Mai 2013, Pédagogie Médicale vol 14 – supplément 1, p. S49.

K. Lebel, P. Boissy, Marie-Catherine Charest-Bossé, Aurore Beaunier, Ian Shrier. (2013) *Patients avec traumatisme cervical potentiel : comment les immobiliser lors de transferts*, 13^e Journée de recherche du programme de résidence en orthopédie de Sherbrooke, 1^{er} novembre.

K. Lebel, M. Hamel, P. Boissy, C. Duval. (2013) *Les possibilités des centrales inertielles pour l'évaluation de la mobilité: évaluation comparative de systèmes commerciaux*, 15^e journée scientifique du département de chirurgie du CHUS, 26 Avril.

K. Lebel, M. Hamel, P. Boissy, C. Duval. (2012) *Les possibilités des centrales inertielles pour l'évaluation de la mobilité: évaluation comparative de systèmes commerciaux*, 9^e Journée scientifique du Centre de recherche sur le vieillissement (CSSS-IUGS), 9 Nov.

K. Lebel, M. Hamel, P. Boissy, C. Duval. (2012) *Les possibilités des centrales inertielles pour l'évaluation de la mobilité en orthopédie: évaluation comparative de systèmes commerciaux*, 12^e Journée de recherche du programme de résidence en orthopédie de Sherbrooke, 11 Oct.

Affiches

K. Lebel, H. Nguyen, C. Duval, R. Plamondon and P. Boissy. (2017) *Can you sign your turn for me?*, 15th International Conference on Informatics, Management and Technology in Healthcare, Athens, 7-9 July.

C. Duval, H. Nguyen, **K. Lebel**, S. Bogard, E. Goubault, QPN clinicians and P. Boissy. (2017) *Accuracy of Inertial Sensor in Detecting and Segmenting Daily Living Activities in People with Parkinson's Disease*, 15th International Conference on Informatics, Management and Technology in Healthcare, Athens, 7-9 July.

H. Nguyen, C. Duval, **K. Lebel**, S. Bogard, E. Goubault, QPN clinicians and P. Boissy. (2017) *Using Inertial Sensor to Evaluate Movement Quality in People with Parkinson's Disease in Simulated Living Environment*, 15th International Conference on Informatics, Management and Technology in Healthcare, Athens, 7-9 July.

P. Boissy, M. Blamoutier, **K. Lebel** and C. Duval. (2017) *Activity and Mobility Monitoring with Wearable Sensors for the Study of the Lifespace of Older Adults*, 15th International Conference on Informatics, Management and Technology in Healthcare, Athens, 7-9 July.

H. Nguyen, **K. Lebel**, E. Goubault, S. Bogard, E.M. Le, N. Roofigari, P. Boissy and C. Duval. (2016) Auto detection of daily living activities during a timed up and go task in patients with parkinson's disease using multiple inertial sensors, Neuroscience 2016, San Diego, 12-16 November.

S. Bogard, H. Nguyen, **K. Lebel**, E. Goubault, E.M. Le, N. Roofigari, P. Boissy and C. Duval. (2016) Auto-segmentation of daily living activities during a Timed Up-and-go task in patients with Parkinson's disease using multiple inertial sensors, Neuroscience 2016, San Diego, 12-16 November.

K. Lebel, P. Boissy, H. Nguyen, C. Duval et le groupe EMAP. (2016) Justesse de la mesure inertielle du mouvement pour la biomécanique clinique : effet du segment, de l'articulation et de la tâche, Journée scientifique REPAR-INTER 2016, Québec, 17 mai.

K. Lebel, P. Boissy, H. Nguyen, C. Duval et le groupe EMAP. (2016) Justesse de la mesure inertielle du mouvement pour la biomécanique clinique : effet du segment, de l'articulation et de la tâche, 12^e Journée scientifique du CdRV et 26^e Géroclub, Sherbrooke, 6 mai.

K. Lebel, P. Boissy, C. Duval and M. Hamel. (2015) *Portrait of the accuracy of Inertial Measurement of Motion for Clinical Biomechanical Evaluation: An analysis of the effect of segment, joint and task on the accuracy of the orientation data*, ISPGR 2015, Seville, Spain, June 28 - July 02.

K. Lebel, P. Boissy, C. Duval and the EMAP group. (2014) Assessing the Validity of Attitude and Heading Reference Systems for Biomechanical Evaluation of Motions: A Methodological Proposal, International Conference on Biomedical Electronics and Devices, Angers, France, 2-6 March.

S. Lavoie, P. Boissy, **K. Lebel**, M. Marceau, D. Bouchard. (2013) *Teaching Nursing Students How to Securely Mobilize Traumatized Patients with Inertial Measurement Units (IMUs) and High-Fidelity Manikin*. *Simulation in Healthcare: Journal of the society for simulation in healthcare* 8(6):454. November.

K. Lebel, P. Boissy, S. Lavoie, D. Bouchard, M. Marceau, A. Beaunier. (2013) *Mobilisation et transfert sécuritaire du patient avec traumatisme cervical : l'utilisation de centrales inertielles comme outil pédagogique de rétroaction*, 15^e journée scientifique du département de chirurgie du CHUS, 26 Avril.

ANNEXE B MANUSCRIT MÉTHODOLOGIQUE

Manuscrit méthodologique complémentaire

Titre de l'article : Assessing the Validity of Attitude and Heading Reference Systems for Biomechanical Evaluation of Motion – a Methodological Proposal.

Authors : Karina Lebel, Patrick Boissy, Christian Duval and the EMAP group

Référence:

Lebel K., Boissy P., Duval C., Jog M., Speechley M., Karelis A., Vincent C., Frank J. and Edwards R. (2014). Assessing the Validity of Attitude and Heading Reference Systems for Biomechanical Evaluation of Motions - A Methodological Proposal. In Proceedings of the International Conference on Biomedical Electronics and Devices - Volume 1: BIODEVICES, (BIOSTEC 2014) ISBN 978-989-758-013-0, pages 230-237. DOI: 10.5220/0004911202300237

Autorisation :

Autorisation d'intégration à la thèse obtenue par INSTICC via courriel, le 19 juillet 2017.

Abstract:

Background: Attitude and Heading Reference Systems' (AHRS) popularity in biomechanics has been growing rapidly over the past few years. However, the limits of operation and performances of such systems for motion capture are highly dependent upon their conditions of use and the environment they operate in. The objectives of this paper are to: (1) propose a methodology for the characterization of the criterion of validity of accuracy of AHRS in a human biomechanical context; and (2) suggest a set of outcome measures to assess the accuracy of AHRS. **Methods:** The criterion validity of accuracy is established using an optical motion tracking gold standard under standardized human motions. **Results:** Global assessment of accuracy is derived by comparing the orientation data provided by the AHRS to those given by the gold standard using a coefficient of multiple correlation. Peak values and RMS difference between both sets of orientation data are also analysed to complete the accuracy portrait. The methodology proposed herein is verified for the knee during regular walk. **Conclusion:** The proposed methodology and analyses take into consideration the complexities and processes required to assess the accuracy of AHRS in their context of use and provide a standardized approach to report.

Keywords: Attitude and Heading Reference System, AHRS, 3-D Orientation Tracking, Mobility, Validation, Inertial, Optical Motion Tracking System

INTRODUCTION

Functional mobility is a fundamental aspect of quality of life. The evaluation of mobility impairments is therefore crucial to many clinical decisions in fields ranging from rehabilitation to geriatrics. Traditional approaches for biomechanical evaluation of motion include optical motion capture systems and magnetic trackers. Although well known for their capacity to provide a highly accurate tracking within a given capture volume, accurate tracking for optical motion capture systems is limited to portions of the capture volume with a clear line of sight between the cameras and the markers. The size of the capture volume is often further constrained by the number and the resolution of the cameras used. Furthermore, optical motion capture systems can't be used easily outside of a laboratory environment. Magnetic trackers offer excellent accuracy but are sensitive to magnetic perturbations in the

capture volume and their accuracy is limited to short operating ranges between transmitter and receivers due to the decay of the magnetic field. Traditional motion capture approaches all have limitations and trade-offs in terms of accuracy, validity/reliability, time/cost, training/expertise and real-world generalizability.

3D inertial motion tracking devices, also referred to as Attitude and Heading Reference Systems (AHRS), have been gathering interests by researchers and end-users as an alternative to traditional optical and magnetic motion capture and analysis systems for biomechanical evaluation of motion. AHRS are composed of inertial sensors (accelerometers, gyroscopes and magnetometers) which outputs are fed into a fusion algorithm in order to determine the orientation of a rigid body in a global reference frame, defined by gravity and magnetic North. An AHRS attached on a limb will therefore enable assessment of changes in orientation for that limb over time. Analysis of orientation variations can be used, for example, to study trunk kinematics of older adults during transfer activities and assess muscle and postural control impairments (Giansanti et al., 2007; Horak et al., 2013). The AHRS ability to express their orientation in a global reference frame also allows them to be used in pairs, to reconstruct joint kinematics. In the past few years, such approach has also been used, for example, to study gait parameters (Ferrari et al., 2010a; Horak et al., 2013) as well as upper limb kinematics (Cutti et al., 2008, Luinge et al., 2007). The long-term recording capabilities of AHRS makes them suitable to appraise changes and variability of mobility features during specific scenarios such as sustained walking or stair climbing over one floor.

The use of AHRS for biomechanical evaluation of motion also has limitations. The required measurement accuracy, depending on the scenario and biomechanical features studied is a determining factor in choosing to use AHRS. Several studies have explored the validity of AHRS orientation measurement on market-available systems (Brodie et al., 2008; Cutti et al., 2006; De Agostino et al., 2010; Picerno et al., 2011; Lebel et al., 2013). Some studies focussed on assessment of accuracy using a Plexiglas plank on which multiple units of the same AHRS model were aligned. Using such setup, Picerno et al. (2011) concluded that under multiple static conditions, the tested modules define their orientation differently, with a worst-case discrepancy of 5.7°. Using a similar setup under dynamic conditions, Cutti and

al. (2006) revealed an effect of velocity and direction of motion on the precision of the orientation measurement. The concepts evoked in these studies for a single system were confirmed in a recent study from Lebel et al. (2013) which used an instrumented Gimbal table in order to assess, under controlled conditions of motions, the criterion of accuracy of the orientation measurement of different types of commercially available AHRS. This study has shown a significant effect of velocity for all three systems tested, although the extent of the effect varied among the different systems. The discrepancies between the numerical results observed throughout those studies suggests an effect of the environment on the accuracy of the results. Indeed, the orientation data provided by AHRS is *estimated* from inertial sensors data using a fusion algorithm. Although the type of fusion algorithm varies between AHRS models and companies, they all face the same challenge: the filter must autonomously differentiate between true motion, change in environment and environmental perturbations. Hence, the tuning of the filter as well as the magnetic compensation used significantly affect the computation of the estimated orientation at a given time, and variations in either conditions (environment or type of motion) is subject to impact the precision of the orientation data provided.

The variation in accuracy due to the type of motion, the velocity and the environment reported in all those study motivates the definition of a methodological approach for validating the accuracy of AHRS in its actual biomechanical context of use. To do so, a step-wise approach is suggested in order to separate the validation of the technology itself from the validation of the biomechanical model used to interpret those measurements. The present paper focuses on the technology validation portion and therefore does not consider the use of any biomechanical model in the validation process.

The scope of the present paper is (1) to propose a protocol for the characterization of the criterion of validity of AHRS in a biomechanical context; (2) to suggest a set of outcome measures for biomechanical features precision assessment; and (3) to present typical validation results obtained using this protocol.

MATERIALS AND METHOD

General Setup and Assumptions

The proposed methodology aims at validating the data provided by AHRS in a biomechanical context. Measurement validation refers to the description of the quality of the measurement which can be characterized according to different concepts, namely the accuracy, the precision and the trueness of the measurement (Menditto et al., 2006). According to the ISO nomenclature, accuracy of measurement refers to the “closeness of agreement between a quantity value obtained by measurement and the true value of the measurand” (CAN/CGSB-158.1-98, 1998) while the precision can be defined as “the closeness of agreement between independent test results obtained under stipulated conditions” (ISO 3534-1,1993). Finally, the trueness refers to “the closeness of agreement between the average value obtained from a large series of test results and an accepted reference value” (ISO 3534-1, 1993). The validation of AHRS measurements is therefore accomplished by evaluating the accuracy of AHRS data compared to an optical motion capture gold standard while a subject executes a set of pre-determined tasks. Furthermore, accuracy evaluation between the gold standard and the AHRS relies upon the underlying assumptions that both systems are exposed to the exact same movement at the same time and that the gold standard is accurate.

Optical markers rigid body and AHRS

The assumption that both systems undergo the same motion at the same time is addressed with the use of non-ferrous rigid bodies incorporating markers and AHRS units tested (Figure 1). The number of markers to be included in each rigid body depends upon the cameras visibility during motion and the nature of the markers (passive or active). In the case of passive markers, a minimum set of four markers is suggested to allow redundancy and to provide more flexibility in the configuration of the rigid bodies. Chosen configurations shall ensure easy differentiation between the different rigid bodies used simultaneously for enhanced tracking capabilities. Each AHRS is then solidly affixed to a rigid body (Figure 1,

panel B) and the created bundle is ready to be placed on the body segment targeted for evaluation.

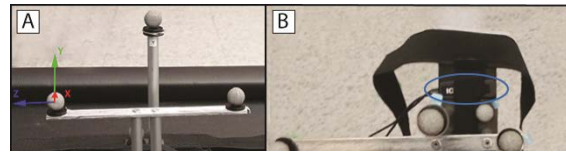


Figure 7: Rigid Body (A) General View (B) with AHRS

Gold Standard Accuracy Assessment

Optical motion capture systems are often considered the reference for accurate kinematic assessment of motion in biomechanics. Very few studies however report on the accuracy of these systems for specific contexts of use. Indeed, their accuracy vary according to the cameras lens distortion, the resolution, the position and the number of cameras available for the defined volume of acquisition, the calibration procedure and the markers properties (Windolf et al., 2008). In order to ensure an acceptable level of truthfulness to compare the accuracy of AHRS to a given gold standard in the defined set-up, the following quality check procedure is proposed.

The first step of the process is performed at the markers' position level and is based on the assumption that the relative distances between markers on a specific rigid body is constant. Referring to the definitions listed in section 0, the precision of the system in locating the position of a marker can be estimated by computing the variation in the relative distances between rigid bodies' markers. To do so, relative distances between all markers comprised within the same rigid body shall be computed for all valid orientation data recorded during a representative trial (i.e. if an orientation data is provided for a rigid body at a specific timestamp, it is then relevant to compute the distances between its markers). The mean relative distance, computed for each segment, defines the reference value for that segment. It is indeed reasonable to do so since the rigid body markers are close enough to assume that a bias affecting the measured position of a specific marker will affect its companions in a similar manner, hence cancelling the effect of the bias on the relative distance measurement. Although the computation of the standard deviation on the markers' relative distance measurements provides an idea of the overall accuracy of the system in its specific context of use, the impact of such variations on the orientation data needs to be further addressed.

The second part of the procedure therefore focuses on the evaluation of the accuracy of the optical system at the orientation level through a worst-case Monte Carlo analysis where only the closest three markers of a rigid body will be used by the system to reconstruct the rigid body's attitude. This step requires the identification of those three markers and the definition of a sphere of uncertainty around each of those markers, which radius is equivalent to the mean standard deviation computed on relative markers distances for that rigid body. Orientation of the rigid body can be assessed from the vectors defined by those three points. A Monte Carlo analysis then enables the assessment of the precision of the optical gold standard for the specific context of use by computing the standard deviation on the rigid body's orientation estimate. The difference between the mean rigid body's attitude (computed from Monte Carlo results) and the reference orientation value (computed from the reference segment distances defined) constitute the level of trueness of the system. A global appreciation of the accuracy of the optical system in its conditions of use can finally be derived by combining the computed trueness and precision of the system in a 95% confidence interval.

Comparison of Orientation Measurement from different systems

A rigid body's orientation is commonly represented using a set of three elemental and independent rotations allowing the definition of the current spatial orientation of the rigid body based on a known initial reference frame. Euler angles are a good example of such approach. Although intuitive, these representations are subject to gimbal lock, a problem caused by the alignment of two of the rotational axes during the independently-segmented rotational process, affecting the overall ability to describe the rigid body's orientation.

An alternate representation to elemental rotations for the definition of a rigid body's attitude is the quaternion. A quaternion is an angle-axis orientation representation which defines the change in orientation of a rigid body in a single step, using a four-component vector. Although far less instinctive than elemental rotations, the intrinsic redundancy contained within the quaternion's definition ensures avoidance of singularities otherwise referred to as gimbal lock. The current protocol proposes to use the global range of motion (ROM) computed directly from the quaternion's first vector component, as a comparison baseline

between the inertial and the optical motion tracking systems instead of trying to decompose the motion using a 3D descriptive approach. From the definition of quaternion:

$$\underline{q} = \begin{bmatrix} q0 \\ q1 \\ q2 \\ q3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos(\phi/2) \\ a_x \sin(\phi/2) \\ a_y \sin(\phi/2) \\ a_z \sin(\phi/2) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \eta \\ \underline{\varepsilon} \end{bmatrix} \quad (i)$$

$$\text{, where } \eta = \cos(\phi/2) \text{ and } \underline{\varepsilon} = \underline{a} \sin(\phi/2) \\ \therefore ROM, \phi = 2a \cos(q0) \quad (ii)$$

The assessment of accuracy using any 3D descriptive approach would require an alignment protocol between the two systems' reference frame, which accuracy can be debated. Theoretically, the inertial reference frame can be defined by measuring the local magnetic North and the gravity. The optical reference frame being known to the user, one can then deduce the alignment relationship between the inertial and the optical reference frame. However, such alignment procedure presents certain flaws which may affect its accuracy. First of all, it assumes intrinsic knowledge of the AHRS algorithm regarding the global reference definition: Is the algorithm compensating for the angle between the gravity and the Earth's magnetic North according to the location? Does the definition considers the theoretical value for the Earth's magnetic field or does it consider the initial measured value? Perhaps a mixture of both approaches? Furthermore, typical biomechanical lab, just like regular environments, present certain magnetic variations (De Vries et al., 2009; Bachmann et al., 2004). In order to adapt to such changes in environment, AHRS are known to allow slight deviations of their inertial frame definition under constrained conditions. Hence, one cannot assume the measured relationship between the inertial reference frame and the optical reference frame, would it be accurate, to be constant in time as the module is moved in the environment. Expressing accuracy using the global ROM as a baseline for comparison over any other descriptive 3D quantities is therefore proposed in an effort to concentrate the evaluation on the ability of the module to detect movement while minimizing any other sources of errors.

Absolute and Relative Accuracy of orientation Measurements from AHRS

In biomechanics, inertial sensors are sometime used solely, to measure the variation in the orientation of a segment, or in pairs, to measure the angle at a specific joint. In order to fully address the question of accuracy for AHRS in biomechanics, we therefore propose to divide the accuracy notion into absolute and relative accuracy, which concepts are further detailed in the following sub-sections. The term accuracy is herein used as both concepts refers to a general appreciation of the quality of the measurement.

Absolute Accuracy

In the current context, the concept of absolute accuracy is directly linked to the ability of a system to measure a variation in the orientation of a segment over time. Assessment of absolute accuracy criterion is therefore verified by comparing the global change in orientation measured by an AHRS to the global change in orientation measured by the optical motion tracking system for a specific segment.

Relative Accuracy

Relative accuracy assessment refers to the capability of a pair of module to measure joint angle changes (i.e. joint angle accuracy). In addition to the ability of the involved modules to track accurate motion of the segments around the specific joint, the relative accuracy concept includes the ability of both modules to express the independently-measured motion in a matching reference frame so to accurately define joint motion. The concept of relative accuracy therefore relies upon a combination of the inter-sensors consistency and the trueness of the reference system of each sensor. The direct repercussion of this type of accuracy on biomechanical measurement motivates the introduction of the relative accuracy concept.

OUTCOMES AND DATA REDUCTION FOR ORIENTATION ACCURACY EVALUATION

The concept of accuracy of angular measurement within a context of a biomechanical evaluation of motion varies according to the evaluation's purpose. The following sub-

sections describe how both concept of accuracies are considered in the proposed protocol in an effort to provide a validation process as complete as possible.

Global Assessment of Validity and Fidelity

Global assessment of validity refers to the capacity of the system to measure the motion performed. This criterion is verified using the coefficient of multiple correlation (CMC) adapted for the evaluation of the similarity of biomechanical data acquired synchronously through different Medias (systems or protocols) by Ferrari et al. (2010b).

$$CMC = \sqrt{1 - \frac{\sum_{g=1}^G \left[\frac{\sum_{p=1}^P \sum_{f=1}^F (Y_{gpf} - \bar{Y}_{gf})^2}{GF_g(P-1)} \right]}{\sum_{g=1}^G \left[\frac{\sum_{p=1}^P \sum_{f=1}^F (Y_{gpf} - \bar{Y}_g)^2}{G(PF_g - 1)} \right]}} \quad (iii)$$

,where P corresponds to the number of waveforms to evaluate through G cycles, F_g relates to the number of frames measured by gait cycle, \bar{Y}_{gf} is the average ordinate of frame f of the g^{th} cycle over the P waveforms, and

\bar{Y}_g is the overall mean ordinate for the g^{th} cycle over the P waveforms.

This specific version of the CMC is a measure of the overall similarity of two waveforms which takes into consideration the effect of offset, correlation and gain in its similarity assessment, while ignoring inter-cycle variability.

The definition of the CMC can be used as an accuracy index in both absolute and relative accuracy concepts, through the analysis of the orientation waveform issued by a single AHRS module with its matching waveform from the optical system (e.g. trunk variations during sit-to-stand) or looking at the variation in the joint angle waveform computed from the related AHRS modules to the joint angle waveform computed from the optical system measurements (e.g. knee angle during sustained walking).

The global assessment of fidelity is evaluated using the RMS error between the two waveforms in order to give an appreciation of the precision of the measurement within a given trial. The combination of the CMC and the RMS error reported for a specific context of evaluation therefore gives a global appreciation of the quality of the measurement for that context.

Peak Accuracy

Orientation data is *estimated* by AHRS from inertial sensors data using a fusion algorithm (e.g. Kalman filter). Although powerful, the effectiveness of fusion algorithms is known to be directly related to the quality of the algorithm parameters' adjustment. Indeed, optimal tuning not only considers the quality of the sensors over the filter prediction capacity, but also the desired filter's reactivity to a change in motion versus its robustness to a perturbation in the environment. According to the quality of the filter's tuning, the accuracy of the orientation data provided by an ARHS is therefore expected to fluctuate during a given motion, with situations such as motion initiation and changes in direction being identified among the most challenging circumstances.

Maximal range of motion is one of the feature of interest in biomechanical evaluations of motion which involves measurements at those particularly challenging situations. Analysis of accuracy at these specific moments is therefore essential. To define this error, we propose to compute the mean absolute difference as well as the RMS error between the orientation provided by the AHRS and the orientation measurement provided by the optical motion tracking system for these change in direction. Combination of those values gives an appreciation of the accuracy at these specific peak situations.

IN VIVO APPLICATION

The proposed methodology was applied in the validation of a specific AHRS under human conditions of motions with 21 adults. For this specific application, the protocol was based on a clinical test recognized as reliable for mobility capabilities assessment, the Timed Up and Go (TUG). This test includes a sit-to-stand transfer, a walking portion, a 180° turn and ends with a stand-to-sit transfer. For illustration purpose of the concepts and methods presented before, results from one subject only are reported.

The AHRS used to illustrate the evaluation procedures is the IGS-180 motion capture suit (Animazoo, 2013). The system includes 17 AHRS, allowing full body kinematics reconstruction. A joint targeted for evaluation in the study which intends to use the IGS-180 is the knee. The validation protocol therefore focussed on the AHRS placed on the thigh and the shank.

The current protocol used the Vicon optical motion capture system with 12 cameras as a gold standard (Vicon, 2013). Each targeted AHRS was coupled with a rigid body as explained in Section 0. Since the selected optical motion capture system uses passive markers, specific care was given to the design of the rigid bodies so to ensure optimal tracking. AHRS were solidly affixed to their matching rigid body and then, to the subject, as shown in Figure 2.

VALIDATION RESULTS

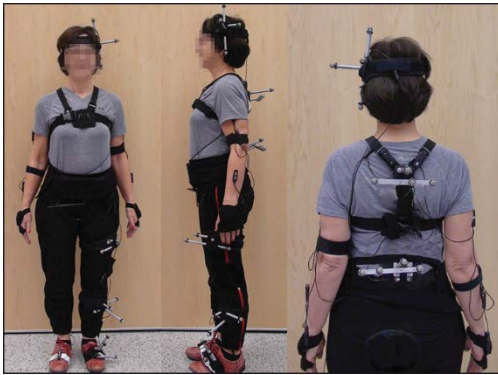


Figure 9: IGS-180 with Vicon Rigid Bodies

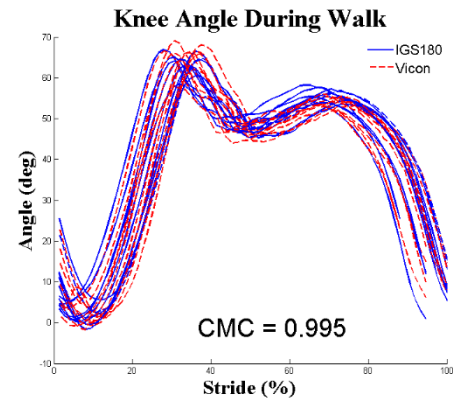


Figure 8: Knee Angle during Walk

Preliminary results for knee angle validation are presented herein to illustrate the feasibility of the proposed methodology to assess accuracy of AHRS in a biomechanical context. The analysis of the accuracy of the optical gold standard was performed for the rigid bodies located on the thigh and the shank. As explained in section 0, the variation in the relative distances between the four markers comprised within each of the rigid body was first computed during a typical trial. In this case, the rigid body on the thigh and the shank has shown a standard deviation in the markers' relative distances of 1.04mm and 1.02mm respectively. A sphere of uncertainty with a radius equivalent to the computed standard deviation (1.04mm for the thigh and 1.02mm for the shank) was then defined around the three closest points of each rigid body. A Monte Carlo analysis revealed a trueness close to 0° (thigh: 0.0014°; shank:-0.0002°) and precision of 0.35° (thigh: 0.3339°; shank: 0.355°), giving a 95% confidence interval of [-0.7, 0.7].

Figure 3 illustrates the knee angle measured synchronously by the two systems, the Vicon and the IGS180, during a slow walk. The different cycles measured by both system are visually very alike, which similarity is reflected in the computed CMC value of 0.995.

Analysis of the difference between the curves shows that the accuracy varies along the motion with the maximum errors being reached at the change in direction.

Table 1 reports the chosen indexes for global and peak accuracy assessment, all for the knee angle during sustained walking (12 to 18 cycles of walk), but varying either the speed or the path (i.e. the environment) of the walk. Increasing the pace of the walk slightly decreased the CMC (0.991) and increased both the RMS difference and the mean difference at maximum ROM (respectively, 3.1° and 2.6°). Similarly, slow walking along a magnetically perturbed path also affects the validation indexes.

Table 1: Accuracy Assessment in Different Conditions.

	SLOW WALK	FAST WALK	SLOW WALK PERTURBED
CMC	0.995	0.991	0.911
RMS difference	2.4°	3.1°	8.8°
$ \overline{\Delta\varphi_{peak}} $	2.0°	2.6°	12.3°
RMSE_{peak}	2.5°	3.3°	12.5°
Nb cycles	18	12	18

DISCUSSION

Optical motion capture systems are often considered the reference for accurate kinematic assessment of motion in biomechanics. Although their accuracy is known to vary according to a number of factors, very few studies report on the accuracy of these systems for specific contexts of use. The methodology proposed herein is intended to be implemented in the system actual context of use, hence considering both the material constraints (cameras, settings, calibration, markers properties, etc.) as well as the type of motion performed.

Reported accuracy of AHRS also vary according to their conditions of use, including the environment and the type of motion performed. The proposed protocol is specifically designed to verify the accuracy of AHRS in their context of use and the chosen indexes were shown appropriate to assess the impact of velocity, environment and time on the accuracy of the features of interest. Preliminary validation of the protocol confirms the feasibility and added value of this evaluation strategy.

CONCLUSIONS

The proposed protocol and analyses take into consideration the complexities and processes required to assess the accuracy of AHRS in their context of use and provide a standardized approach to report.

ACKNOWLEDGEMENTS

This study was conducted as part of the EMAP project funded by the Canadian Institutes of Health Research (CIHR).

REFERENCES

- Animazoo, accessed 10 October 2013, <www.animazoo.com>
- Bachmann, E.R., Yun, X., Peterson, C.W., 2004. An investigation of the effects of magnetic variations on inertial/magnetic orientation sensors. 1115-1122.
- Brodie, M.A., Walmsley, A., Page, W., 2008. The static accuracy and calibration of inertial measurement units for 3D orientation. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 11: 641-648.
- Cutti, A.G., Giovanardi, A., Rocchi, L., Davalli, A., Sacchetti, R., 2008. Ambulatory measurement of shoulder and elbow kinematics through inertial and magnetic sensors. *Medical and Biological Engineering and Computing* 46: 169-178.
- Cutti, A.G., Giovanardi, A., Rocchi, L., Davalli, A., 2006. A simple test to assess the static and dynamic accuracy of an inertial sensors system for human movement analysis. *Conference proceedings : Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society Conference* 1: 5912-5915.
- De Agostino, M., Manzano, A.M., Piras, M., 2010. Performances comparison of different MEMS-based IMUs. pp. 187-201.
- De Vries, W.H.K., Veeger, H.E.J., Baten, C.T.M. & van der Helm, F.C.T., 2009. Magnetic distortion in motion labs, implications for validating inertial magnetic sensors. *Gait and Posture*, 29, 535-541.
- Ferrari, A., Cutti, A.G., Garofalo, P., Raggi, M., Heijboer, M., et al., 2010a. First in vivo assessment of "outwalk": A novel protocol for clinical gait analysis based on inertial and magnetic sensors. *Medical and Biological Engineering and Computing* 48: 1-15.
- Ferrari, A., Cutti, A., Cappello, A., 2010b. A new formulation of the coefficient of multiple correlation to assess the similarity of waveforms measured synchronously by different motion analysis protocols. *Gait and Posture* 31: 540-542.
- Giansanti, D., Maccioni, G., Benvenuti, F., Macellari, V., 2007. Inertial measurement units furnish accurate trunk trajectory reconstruction of the sit-to-stand manoeuvre in healthy subjects. *Medical and Biological Engineering and Computing* 45: 969-976.
- Horak F. B., Mancini, M., 2013. Objective biomarkers of balance and gait for Parkinson's disease using body-worn sensors. *Movement Disorders*, 28, 1544-51.
- ISO, 1993. ISO-3534-1. Statistics - Vocabulary and symbols. ISO, Geneva.

- ISO, CGSB, SCC, 1998. CAN/CGSB-158.1-98 International Vocabulary of Basic and General Terms in Metrology, The Board.
- Lebel, K. , Boissy, P., Hamel, M., Duval, C., 2013. Inertial Measures of Motion for Clinical Biomechanics: Comparative Assessment of Accuracy under Controlled Conditions - Effect of Velocity, PLOSone, 8, e79945.
- Luinge, H. J., Veltink, P. H. & Baten, C. T. M., 2007. Ambulatory measurement of arm orientation. *Journal of Biomechanics*, 40, 78-85.
- Menditto, A., Patriarca, M. & Magnusson, B., 2006. Understanding the meaning of accuracy, trueness and precision. *Accreditation and Quality Assurance*, 12, 45-47.
- Picerno, P., Cereatti, A., Cappozzo, A., 2011. A spot check for assessing static orientation consistency of inertial and magnetic sensing units. *Gait and Posture* 33: 373-378.
- Vicon, accessed 5 November 2013, <www.vicon.com>
- Windolf, M., Gotzen, N. & Morlock, M., 2008. Systematic accuracy and precision analysis of video motion capturing systems-exemplified on the Vicon-460 system. *Journal of Biomechanics*, 41, 2776-2780.

**ANNEXE C JUSTIFICATION MATHÉMATIQUE POUR LA MÉTHODE
DE COMPARAISON DES ORIENTATIONS PAR LA DISTANCE DES
QUATERNIONS**

L'approche utilisée pour comparer l'orientation issue des centrales inertielle à l'orientation issue de la mesure étalon (c.-à-d. le système optique) étant légèrement différente de celle que l'on rencontre habituellement dans les études de validation, il semblait à propos d'ajouter une justification méthodologique traitant spécifiquement de ce point. En effet, la méthode la plus souvent utilisée dans ces cas consiste à aligner soit la CI avec le système d'axes associé au corps rigide, soit à identifier une correspondance entre le repère laboratoire du système optique et le repère inertiel de la CI. Bien qu'a priori intéressant, l'alignement des repères (laboratoire vs Inertiel) comporte un certain risque quant à sa constance dans le temps si la définition de l'Inertiel venait qu'à se modifier suite à un environnement changeant autour de la CI (p.ex. suite à une longue pause entre des essais). Cette approche a donc comme inconvénient de nécessiter une vérification périodique de l'alignement laboratoire/Inertiel afin de minimiser l'erreur potentielle qui pourrait être engendrée.

La deuxième approche possible consiste à comparer le changement d'orientation d'un système par rapport à l'autre. En d'autres mots, il y a comparaison de l'orientation relative mesurée par rapport à l'orientation initiale, dans le but de remettre à zéro tout écart qui aurait pu survenir préalablement à cet essai. Afin d'évaluer cette option, posons

$$\underline{q}_{CI}^I = \begin{bmatrix} \eta_{CI} \\ \underline{\varepsilon}_{CI} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos(\frac{\theta}{2}) \\ \sin(\frac{\theta}{2})a_{CIx} \\ \sin(\frac{\theta}{2})a_{CIy} \\ \sin(\frac{\theta}{2})a_{CIz} \end{bmatrix} \quad \begin{array}{l} \text{l'orientation mesurée par la centrale inertielle (CI) dans} \\ \text{le repère inertiel; et} \end{array}$$

$$\underline{q}_O^L = \begin{bmatrix} \eta_O \\ \underline{\varepsilon}_O \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos(\frac{\alpha}{2}) \\ \sin(\frac{\alpha}{2})a_{CIx} \\ \sin(\frac{\alpha}{2})a_{CIy} \\ \sin(\frac{\alpha}{2})a_{CIz} \end{bmatrix} \quad \begin{array}{l} \text{l'orientation mesurée par le système optique, exprimée} \\ \text{dans le repère labo.} \end{array}$$

Le changement d'orientation mesuré pendant une tâche, par rapport à une orientation initiale

\underline{q}_{CIini}^I et \underline{q}_{Oini}^L se définit comme :

$$\underline{q}_{CI}^{Clini} = \underline{q}_{CI}^{Iini}{}^{-1} ** \underline{q}_{CI}^{Iet} \quad (Eq1)$$

$$\underline{q}_O^{Oini} = \underline{q}_O^{Lini}{}^{-1} ** \underline{q}_O^L \quad (Eq2)$$

, où ** dénote l'opérateur mathématique pour la multiplication de quaternions.

Si l'on veut aligner les deux systèmes, il faut d'abord identifier le quaternion d'alignement, \underline{q}_{al} , puis effectuer un changement de base afin d'aligner les axes de rotation du corps rigide du système optique avec les axes de la CI. Mathématiquement :

$$\underline{q}_{CI}^{Oini} = \underline{q}_{al} ** \underline{q}_{CI}^{Clini} ** \underline{q}_{al}^{-1} \quad (Eq3)$$

En d'autres termes, après alignement, on peut définir l'orientation relative de la CI par :

$$\underline{q}_{CI}^{Oini} = [\eta_{CIrel_al}] = \begin{bmatrix} \cos(\frac{\theta_{rel}}{2}) \\ \sin(\frac{\theta_{rel}}{2})a_{CIal} \\ \sin(\frac{\theta_{rel}}{2})a_{CIal} \\ \sin(\frac{\theta_{rel}}{2})a_{CIal} \end{bmatrix} \quad (Eq4)$$

La différence entre le changement d'orientation mesuré par la CI et celui mesuré par le système optique peut être définie par la distance entre les quaternions :

$$\theta_{err} = 2 \arccos(\underline{q}_{CI}^{Oini} \cdot \underline{q}_O^{Oini}) \text{ et} \quad (Eq5)$$

$$\underline{q}_{CI}^{Oini} \cdot \underline{q}_O^{Oini} = \eta_{CIal} \eta_{Orelal} + \|\varepsilon_{CIrelal}\| \|\varepsilon_{orel}\| \cos(\phi) \quad (Eq6)$$

$$\begin{aligned} \underline{q}_{CI}^{Oini} \cdot \underline{q}_O^{Oini} = & \eta_{CIal} \eta_{Orelal} + \\ & \sin\left(\frac{\theta_{rel}}{2}\right) \sin\left(\frac{\alpha_{rel}}{2}\right) \|a_{CIrelal}\| \|a_{orel}\| \cos(\phi) \end{aligned} \quad (Eq7)$$

, où ϕ est l'angle entre les vecteurs de rotation. Puisque ces vecteurs ont été alignés et que les changements y étant associés seront mineurs pendant l'exécution de la tâche, on peut, par approximation, considérer $\cos(\phi)$ comme équivalent à 1.

Il est également important de noter que l'axe de rotation unitaire. Ainsi, l'équation Eq6 devient :

$$\begin{aligned} \underline{q}_{CI}^{Oini} \cdot \underline{q}_O^{Oini} \simeq & \eta_{CIal} \eta_{Orelal} + \sin\left(\frac{\theta_{rel}}{2}\right) \sin\left(\frac{\alpha_{rel}}{2}\right) \\ \underline{q}_{CI}^{Oini} \cdot \underline{q}_O^{Oini} \simeq & \cos\left(\frac{\theta_{rel}}{2}\right) \cos\left(\frac{\alpha_{rel}}{2}\right) + \sin\left(\frac{\theta_{rel}}{2}\right) \sin\left(\frac{\alpha_{rel}}{2}\right) \end{aligned} \quad (Eq8)$$

Considérant l'identité trigonométrique suivante

$$\cos(\alpha + \beta) = \cos(\alpha) \cos(\beta) - \sin(\alpha) \sin(\beta),$$

on peut simplifier davantage l'équation Eq8 comme suit :

$$\underline{q}_{CI}^{Oini} \cdot \underline{q}_O^{Oini} \simeq \cos\left(\frac{\theta_{rel}}{2} - \frac{\alpha_{rel}}{2}\right) \quad (\text{Eq9})$$

$$\therefore \theta_{err} \simeq 2 \arccos\left(\cos\left(\frac{\theta_{rel}}{2} - \frac{\alpha_{rel}}{2}\right)\right) \simeq \theta_{rel} - \alpha_{rel} \quad (\text{Eq10})$$

Ainsi, il est possible d'évaluer l'erreur, de façon globale, en comparant l'angle relatif enregistré par la CI avec l'angle relatif enregistré par le système étalon.

La supposition que l'angle entre les deux vecteurs demeurera petit, motivant la simplification pour le cosinus de cet angle à 1, pourrait toutefois être violée dans un essai en dynamique faible (c.-à-d. essai quasi-statique). En effet, dans ces conditions, l'angle \emptyset peut augmenter si la CI se trouve en environnement perturbé pendant un temps suffisant. Si tel est le cas, l'équation Eq7 peut se simplifier considérant qu'en basse dynamique, $\alpha_{rel} \approx 0$ donc $\sin\left(\frac{\alpha_{rel}}{2}\right) \approx \frac{\alpha_{rel}}{2} \approx 0$ et $\cos\left(\frac{\alpha_{rel}}{2}\right) \approx 1$. L'équation Eq7 devient donc :

$$\begin{aligned} \underline{q}_{CI}^{Oini} \cdot \underline{q}_O^{Oini} &\simeq \eta_{CIal} \eta_{Orelal} + 0 \\ &\simeq \cos\left(\frac{\theta_{rel}}{2}\right) \cos\left(\frac{\alpha_{rel}}{2}\right) \\ &\simeq \cos\left(\frac{\theta_{rel}}{2}\right) \cos\left(\frac{\alpha_{rel}}{2}\right) \\ &\simeq \cos\left(\frac{\theta_{rel}}{2}\right) \end{aligned} \quad (\text{Eq7b})$$

Dans un tel cas, l'erreur entre les deux mesures d'orientation peut donc être exprimée par :

$$\therefore \theta_{err} \simeq 2 \arccos\left(\cos\left(\frac{\theta_{rel}}{2}\right)\right) \simeq \theta_{rel}$$

Mais comme en quasi-statique, l'angle relatif mesuré par la mesure étalon est quasi-nul, la relation précédente est équivalente à celle déduite à l'équation Eq10. Ainsi, on peut dire qu'il est juste d'affirmer que :

$$\therefore \theta_{err} \simeq \theta_{rel} - \alpha_{rel}$$

**ANNEXE D TABLEAU RÉCAPITULATIF DES ÉTUDES DE VALIDATION
DES CI**

Étude			Sujet(s)		Système	Algorithme Fusion	Conditions																										
Année	Auteurs	Titre	Sujet(s) (descriptif)				Xsens	APDM	Inertial Labs	Autre commercial	Propriétaire	Commercial	Développé	Transfert Assis-Debout / Debout-Assis				Marche				Retournement				Autre (sur humain)					Contrôlées		
			Adultes / Préadolescents	Effet vitesse	Effet Tempa	Effet champ magnétique								Tête	Troco/Thorax	Pelvis	Cuisse	Tibia	Pied	Membre Supérieurs	Tête	Troco/Thorax	Pelvis	Cuisse	Tibia	Pied	Membre Supérieurs	Tête	Troco/Thorax	Pelvis		Cuisse	Tibia
2003	Roetenberg, D. <i>et al.</i>	Inertial and magnetic sensing of human movement near ferromagnetic materials.			X	X							X																			X	
2004	Bachmann, E.R. <i>et al.</i>	An investigation of the effects of magnetic variations on inertial/magnetic orientation sensors.				X				X		X (pour MARG-III)																				X	
2004	Gallagher, A. <i>et al.</i>	An efficient real-time human posture tracking algorithm using low-cost inertial and magnetic sensors.	X		X							X							X										X	Brosser ses dents, s'habiller			
2005	Roetenberg, D. <i>et al.</i>	Compensation of magnetic disturbances improves inertial and magnetic sensing of human body segment orientation.				X	X					X																				X	
2006	Cutti, A.G. <i>et al.</i>	A simple test to assess the static and dynamic accuracy of an inertial sensors system for human movement analysis.	X				X				X																					X	
2006	Boonstra, M.C. <i>et al.</i>	The accuracy of measuring the kinematics of rising from a chair with accelerometers and gyroscopes.	X							X		X	X	X	X																		
2007	Giansanti, D. <i>et al.</i>	Inertial measurement units furnish accurate trunk trajectory reconstruction of the sit-to-stand manoeuvre in healthy subjects.	X							X		X		X																			
2007	Roetenberg, D. <i>et al.</i>	Estimating body segment orientation by applying inertial and magnetic sensing near ferromagnetic materials.				X						X																	X	Mvt bras, 3 env.			
2007	Plamondon, A. <i>et al.</i>	Evaluation of a hybrid system for three-dimensional measurement of trunk posture in motion	X	X	X							X															X	X				Manutention de boîtes	
2008	Brodie, M.A. <i>et al.</i>	Dynamic Accuracy of Inertial Measurement Units During Simple Pendulum Motion.	X				X					X																				X	
2008	Brodie, M.A. <i>et al.</i>	The static accuracy and calibration of inertial measurement units for 3D orientation.	X				X					X	X																			X	
2008	Favre, J. <i>et al.</i>	Ambulatory measurement of 3D knee joint angle.	X							X		X							X	X													
2009	Bergmann, J.H.M. <i>et al.</i>	A portable system for collecting anatomical joint angles during stair ascent: a comparison with an optical tracking device.	X				X					X															X	X	X			Monter les marches	
2009	De Vries, W.H.K. <i>et al.</i>	Magnetic distortion in motion labs, implications for validating inertial magnetic sensors.				X	X				X (ancien algo)	X (EXF algo)																				X	
2009	Godwin, A. <i>et al.</i>	Accuracy of Inertial Motion Sensors in Static, Quasistatic, and Complex Dynamic Motion.	X				X				X															X	X		X			Mt bras, Nettoyage table, "reaching"	
2009	Esser, P. <i>et al.</i>	IMU: Inertial sensing of vertical CoM movement	X				X				X (déclivité CoM)								X														
2010	Cuesta-Vargas, A. <i>et al.</i>	The use of inertial sensors system for human motion analysis	Revue articles de validation																														
2010	Cutti, A.G. <i>et al.</i>	Outwalk: a protocole for clinical gait analysis based on inertial and magnetic sensors	X				X					X							X	X	X	X	X										
2010	Ferrari, A. <i>et al.</i>	First in vivo assessment of "outwalk": A novel protocol for clinical gait analysis based on inertial and magnetic sensors	X				X					X							X	X	X	X	X										
2011	Brennan, A. <i>et al.</i>	Quantification of inertial sensor-based 3D joint angle measurement accuracy using an instrumented gimbal.	X							X		X																					X
2011	Picerno, P. <i>et al.</i>	A spot check for assessing static orientation consistency of inertial and magnetic sensing units.	X				X					X																					X
2012	Chardonens, J. <i>et al.</i>	An effortless procedure to align the local frame of an inertial measurement unit to the local frame of another motion capture system.				X						X																					X
2012	Kim, S. <i>et al.</i>	Performance evaluation of a wearable inertial motion capture system for capturing physical exposures during manual material handling tasks.	X	X		Mouvement						X														X	X	X	X	X	X		Manutention boîtes
2012	Dinu, D. <i>et al.</i>	Preliminary study of Accuracy and reliability of high-speed human motion tracking using miniature inertial sensors.	X			Mouvement						X																	X			Lancer du poids (athlète)	
2012	Esser, P. <i>et al.</i>	Validity and inter-rater reliability of inertial gait measurements in Parkinson's disease: A pilot study.	X							X		X							X														
2012	Kim, S. <i>et al.</i>	Performance evaluation of a wearable inertial motion capture system for capturing physical exposures during manual material handling tasks.	X	X		X					X																	X					Manutention boîtes
2012	Rouhani, H. <i>et al.</i>	Measurement of multi-segment foot joint angles during gait using a wearable system.	X							X		X							X	X (3)													
2014	Seel, T. <i>et al.</i>	IMU-based joint angle measurement for gait analysis.	X			X						X	X						X	X	X												
2013	Faber, G.S. <i>et al.</i>	A novel method for assessing the 3-D orientation accuracy of inertial/magnetic sensors.					X	X				X																		X			"reaching"
2013	Zhang, J.T. <i>et al.</i>	Concurrent validation of Xsens MVN measurement of lower limb joint angular kinematics.	X				X					X							X	X	X	X						X	X	X			escalier (montée/descente)
2014	Yadav, N. <i>et al.</i>	Accurate orientation estimation using AHRS under conditions of magnetic distortion.				X				X		X																					X
2014	Bergamini, E. <i>et al.</i>	Estimating orientation using magnetic and inertial sensors and different sensor fusion approach.	X							X		X							X										X				boire, écrire, brosser les dents, attraper l'air
2014	Bruckner, H.P. <i>et al.</i>	Reliable orientation estimation for mobile motion capturing in medical rehabilitation session.	X							X																							X
2014	Hu, W. <i>et al.</i>	An inertial sensor system for measurement of tibia angle with applications to knee valgus/varus detection.	X							X		X															X						Squats 1 jambe, sauts 1 jambe
2014	Leardini, A. <i>et al.</i>	Validation of the angular measurement of a new inertial-measurement-unit based rehabilitation system: Comparison with state-of-the-art gait analysis.	X			fidélité				X	X	X															X	X	X				exercices rehab.
2014	Duc, C. <i>et al.</i>	A wearable inertial system to assess the cervical spine mobility: Comparison with an optoelectronic-based motion capture evaluation.	X							X		X														X	X						Mouvement cervical
2014	Lambrecht, J.M. <i>et al.</i>	Miniature low-power inertial sensors: Promising technology for implantable motion capture systems	X							X		X	X			X													X				"Reaching" movements
2014	Li, Q. <i>et al.</i>	Post-trial anatomical frame alignment procedure for comparison of 3D joint angle measurement from magnetic/inertial measurement units and camera-based systems.				X						X																					
2014	Palermo, E. <i>et al.</i>	Experimental evaluation of indoor magnetic distortion effects on gait analysis performed with wearable inertial sensors.				X	X					X							X	X	X	X											
2014	Schiefer, C. <i>et al.</i>	Optimization of Inertial Sensor-Based Motion Capturing for Magnetically Distorted Field Application.				X				X		X																	X				Manutention boîtes
2014	Yadav, N. <i>et al.</i>	Accurate orientation estimation using AHRS under conditions of magnetic distortion.				X				X		X																					X
2016	Bolink, S.A.A.N. <i>et al.</i>	Validity of an inertial measurement unit to assess pelvic orientation angles during gait, sit-stand transfer and step-up transfers: comparison with an optoelectronic motion capture system	X							X		X		X					X														
2016	Kang, G.E. <i>et al.</i>	Concurrent validation of magnetic and inertial measurement units in estimating upper body posture during gait.	X							X		X							X	X													
2016	Morrow, M. <i>et al.</i>	Validation of Inertial Measurement Units for Upper Body Kinematics	X							X			X														X	X					Chirurgie simulée
2017	Robert-Lachaine, X. <i>et al.</i>	Effect of local magnetic field disturbances on inertial measurement units accuracy				X		X				X	X														X	X	X	X	X	X	Manutention boîtes
2017	Robert-Lachaine, X. <i>et al.</i>	Validation of inertial measurement units with an optoelectronic system for whole-body motion analysis	X	X		tibia		X				X															X	X	X	X	X	X	Manutention boîtes

**ANNEXE E TABLEAU RÉCAPITULATIF DES MÉTRIQUES
D'ÉVALUATION DE LA MOBILITÉ BASÉES SUR LES CI**

[illegible]

[illegible]